

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



**LOCALIZACIÓN DEL CENTRO DE RESISTENCIA EN SEGMENTOS
POSTERIORES DEL MAXILAR SUPERIOR DE UN CRÁNEO SECO DE
ADULTO**

POR

C.D. MARÍA DEL ROSARIO FÁTIMA RODRÍGUEZ VILLARREAL

**COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA EN
CIENCIAS ODONTOLÓGICAS CON ORIENTACIÓN EN ORTODONCIA**

DICIEMBRE 2016

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO**



**LOCALIZACIÓN DEL CENTRO DE RESISTENCIA EN SEGMENTOS
POSTERIORES DEL MAXILAR SUPERIOR DE UN CRÁNEO SECO DE
ADULTO**

POR

C.D. MARÍA DEL ROSARIO FÁTIMA RODRIGUEZ VILLARREAL

**COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA EN
CIENCIAS ODONTOLÓGICAS CON ORIENTACIÓN EN ORTODONCIA**

MONTERREY, NUEVO LEÓN,

DICIEMBRE 2016

Los miembros del Comité de Tesis aprobamos la investigación titulada:

**“Localización del centro de resistencia en segmentos posteriores
del maxilar superior de un cráneo seco de adulto”**

C.D.,M.C., P.O., PhD., Roberto Carrillo González
DIRECTOR DE TESIS

C.D., M.C., PhD., Roberto Carrillo Fuentesvilla
CO - DIRECTOR DE TESIS:

C.D.,M.C., P.O., PhD., Hilda Hortencia Hermelinda Torre Martínez
ASESOR CIENTÍFICO

Ing. Juan Gabino Ramírez Rodríguez
**ASESOR EXTERNO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y
ELÉCTRICA**

Dr. Oscar Jesús Zapata Hernández
**ASESOR EXTERNO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y
ELÉCTRICA**

Dr. Luis Arturo Reyes Osorio
**ASESOR EXTERNO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y
ELÉCTRICA**

Dra. Martha Patricia Guerrero Mata
**ASESOR EXTERNO DE LA FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y
ELÉCTRICA**

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

Facultad de Odontología

División de Estudios de posgrado

Los miembros del jurado aceptamos la tesis y aprobamos el documento que avala a la misma, que, como opción a obtener el grado de Maestría en Ciencias Odontológicas con Orientación en Ortodoncia, presenta la Cirujano Dentista María del Rosario Fátima Rodríguez Villarreal.

Honorables miembros del jurado:

Dr. Miguel Ángel Quiroga García

PRESIDENTE

C.D.,M.C., P.O., PhD., Roberto Carrillo González

SECRETARIO

C.D.,M.C., P.O., Juana Nelly Leal Camarillo

VOCAL

DEDICATORIA

Dedico la presente tesis a mis padres Sergio Alberto Rodríguez González y Ma. del Rosario Fátima Villarreal Ferriño, que con gran sacrificio lograron que lo que un día para mí fuera un sueño el día de hoy se convirtiera en realidad, que con su paciencia, apoyo, ánimo, me acompañaron a lo largo de este camino que sin ellos jamás pudiera haberlo logrado.

Los amo muchísimo, gracias por ser un gran ejemplo a seguir, estar siempre para mí, y ayudarme a convertirme en lo que ahora soy.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco primeramente a Dios, por permitirme que las cosas se me fueran dando, en el momento adecuado, y darme fortaleza en mis momentos difíciles, para siempre enfrentar cada uno de los retos que se me fueron presentando a lo largo de este camino.

A mis padres, que hacen que cuando existen cosas que veo difíciles de llevar a cabo, me demuestran que tengo toda la capacidad para lograrlas y me animan a seguir planteándome metas para buscar siempre ser una mejor persona.

A mis hermanos Sergio y Miguel, que siempre me inyectaron esas ganas de que me siguiera superando, y transmitirme que se sienten orgullosos de mí cada que voy cumpliendo cada una de mis metas, y que ellos me hacen sentir orgullosa de tenerlos por qué siempre son un ejemplo para mí.

A mi futuro esposo Fabián por su apoyo y paciencia, por escucharme y aguantarme en mis momentos difíciles así como festejar conmigo mis logros.

Al Dr. Roberto Carrillo González que desde el momento en el que yo visite su consultorio como paciente, fue una gran inspiración y gran ejemplo a seguir, siempre nos demostró a lo largo de todo este proceso un gran entusiasmo y amor por la Profesión, siempre con ganas de enseñar, y dándonos el ejemplo de perseverancia, creatividad, paciencia y siempre aconsejándonos que "HAY QUE ECHARLE GANAS A TODO Y NUNCA DESCUIDAR A LA FAMILIA".

A la Dra. Hilda H. H. Torre Martínez que la consideré como una figura materna en esta gran familia que fue, con cada uno de los integrantes de este Posgrado, ya que siempre estaba al pendiente de nosotros, aconsejándonos, correteándonos para cumplir con esos retos que se nos fueron presentando a lo largo de este camino, y siempre con una gran paciencia y buen ánimo.

Al Dr. Roberto Carrillo Fuentes, por su asesoría y apoyo en la investigación, por siempre estar al pendiente de innovaciones en la profesión y transmitirnos sus conocimientos.

Agradezco a cada uno de mis maestros que siempre demostraron esas ganas de transmitirnos sus conocimientos, con paciencia y siendo grandes guías para lograr cumplir nuestro sueño, y hacernos ver que uno nunca termina de aprender cosas nuevas y que siempre hay que estarse superando.

A mis Hermanas Cynthia, Briss, Denisse, Ale, Sandra, Evelyn, Perla, Nich y Gaby, que estuvimos a lo largo de este camino juntas, contagiándonos el buen ánimo, apoyándonos, dándonos consejos, teniendo grandes vivencias que conservaré como muy bonitos recuerdos a lo largo de mi vida.

Agradezco a todos y cada uno de mis hermanos mayores (Raúl, Ale, Dulce, Jorge, Liz, Rosa Mary, Evelyn, Valerie y Rita), menores (Sofía, Alicia, Dany, Adri, Rosalba, Marienkys y Yadira) y más menores (Zaida, Rodrigo, Chío, Zaide, Erick, Sergio, Everest, Rubén, Fer, Marce, Héctor y Álvaro), por qué siempre había algo que aprender de cada uno de ellos, así como también esas porras y ánimo que se hacían ver al momento de cumplir cada uno de mis retos.

Gracias al Lic. Julio "JULIUS", por todo su apoyo, que siempre que necesité algo siempre me ayudó con excelente ánimo, disposición y buen humor que contagia!.

Esthercita y Jorge, que fueron muy importantes en mi camino, siempre con una disposición de ayudar, así como siempre recibir por parte de ellos el buen ánimo y entusiasmo para seguir echándole ganas.

Agradezco a los Ingenieros y alumnos que trabajan en el laboratorio de escáner de CIIA, Especialmente al Ingeniero Gabino, así como también a los Doctores

Oscar Zapata, Luis Reyes y Martha Guerrero de La facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica que sin su apoyo este estudio no hubiera sido posible.

ÍNDICE

1. Resumen.....	5
2. Introducción.....	7
3. Objetivos.....	10
3.2 Objetivos específicos.....	10
3.1 Objetivo general.....	10
4. Hipótesis.....	12
5. Antecedentes.....	14
5.1 Maloclusión clase II.....	14
5.2 Biomecánica del movimiento dental.....	16
5.2.1 Centro de resistencia.....	16
5.2.2 Centro de rotación.....	17
5.2.3 Fuerza.....	18
5.2.4 Momento.....	18
5.2.5 Movimiento ideal.....	19
5.3 Movimiento de distalización.....	19
5.4 Mini - implantes.....	20
5.5 Uso de mini - implantes en mecánica de distalización.....	24
5.6 Resortes de Níquel - Titanio.....	25
5.7 Método de Elementos Finitos.....	25
5.7.1 Obtención de los modelos de elementos finitos.....	26
5.7.2 Estudios similares con el método de elementos finitos.....	27
6. Materiales y métodos.....	30
6.1 Proceso de digitalización 3D.....	30

6.2 Proceso de escaneo del objeto.....	31
6.3 Proceso de mallado y generación del CAD.....	32
6.3.1 Preparación del modelo.....	33
6.3.2 Propiedades mecánicas.....	35
6.4 Consideraciones.....	34
6.5 Simulación de casos.....	38
6.6 Obtención de resultados.....	39
7. Resultados.....	42
8. Discusión.....	59
8.1 Maloclusión clase II.....	59
8.2 Corrección de la maloclusión clase II con la cooperación del paciente.	59
8.3 Corrección de la maloclusión clase II sin la cooperación del paciente..	59
8.4 Mecánica utilizada.....	60
8.5 Obtención de imagen para realizar modelo de elementos finitos.....	61
8.6 Centro de resistencia.....	61
8.7 Obtención de resultados.....	62
9. Conclusiones.....	65
10. Referencias bibliográficas.....	67
11. Anexos.....	72

C.D., M.C., P.O., PhD. Roberto Carrillo González
Coordinador del Posgrado de Ortodoncia

C.D., M.E.O., PhD. Sergio Eduardo Nakagoshi Cepeda
Subdirección de Estudios de Posgrado

RESUMEN

1. RESUMEN

C.D. María del Rosario Fátima Rodríguez Villarreal

Universidad Autónoma de Nuevo León
Facultad de Odontología

Título de estudio: “Localización del centro de resistencia en segmentos posteriores del maxilar superior de un cráneo seco de adulto”

No. de páginas: 71

Candidato para el Grado de Maestría
en Ciencias Odontológicas con
Orientación en Ortodoncia.

Área de estudio: Segmentos posteriores del maxilar superior, movimiento de distalización, centro de resistencia.

Propósito y Método del estudio: El propósito de esta investigación fue establecer la ubicación ideal de los mini - implantes, al momento de activar las férulas de distalización de los segmentos posteriores del maxilar superior. El estudio se tipificó como descriptivo, abierto, observacional, transversal y prospectivo. Se realizó el escaneo de un cráneo seco, para transportarlo al software Abaqus, con el objeto de realizar el prototipo en modelos de elementos finitos de las férulas de distalización colocando los mini - implantes a diferentes alturas, buscando acercarse al centro de resistencia y que los movimientos de distalización sean en cuerpo.

Resultados: No hubo diferencia significativa en movimiento de distalización en cuanto a la ubicación en diferentes alturas del mini - implante, ya que éste es un anclaje directo en hueso y demostró buena estabilidad. El centro de resistencia se alejó teniendo como resultado un movimiento rotacional de los segmentos posteriores del maxilar superior. No hubo diferencia significativa entre la simulación realizada con la aleación de níquel - titanio y con el acero.

Conclusiones: El centro de resistencia se alejó por la cual fue imposible ubicarlo dentro del modelo, y se obtuvo un movimiento rotacional de los segmentos, teniendo un efecto de distalización y sobre erupción de las piezas más posteriores del maxilar superior, sin lograr desplazarse de manera uniforme en cuerpo.

Director de tesis _____

INTRODUCCIÓN

2. INTRODUCCIÓN

Se cuenta actualmente con una gran variedad de aparatos cuyo objetivo es la corrección de maloclusiones clase II, en muchos de ellos se busca la distalización de las piezas dentales del maxilar superior; en ocasiones se obtienen resultados buenos, pero se requiere de la cooperación por parte del paciente, por lo tanto conlleva a tener que buscar otras alternativas esperando obtener resultados satisfactorios. Otras de las cosas desfavorables que ocurren, es que se realizan movimientos no deseados, de los cuales posteriormente habrá que invertir tiempo para su corrección.

Actualmente se, han desarrollado unas férulas de distalización para segmentos posteriores del maxilar superior, las cuales van cementadas con resina a las caras palatinas de premolares y molares maxilares, conectadas por medio de 2 mini - implantes que van colocados en el paladar duro, y activadas por resortes de Ni Ti de 200gr. de fuerza para cada lado. El objetivo de ésta mecánica, es lograr la distalización de ambos segmentos aminorando la cantidad de tiempo y cooperación, solo se requiere que mantenga una buena higiene por parte del paciente, y el cuidado de los aditamentos colocados.

Los mini - implantes temporales son de gran beneficio en ortodoncia ya que se pueden remover inmediatamente, son de bajo costo, y con mayores sitios anatómicos donde pueden ir colocados.

Para obtener un mejor resultado en cuanto al uso de dichas férulas, y comprobar que el movimiento de las piezas dentales sea el adecuado, se realizó este estudio por medio del análisis de elementos finitos, capturando la información de la ubicación de los mini-implantes en diferentes alturas en el paladar, con una misma fuerza, y así lograr observar qué movimiento de los segmentos dentales se

desencadenó, con el objetivo de poder darle una aplicación clínica a los resultados obtenidos, simplificando y mejorando los tratamientos ortódonticos.

Una manera de llevar a cabo la realización de los modelos de elementos finitos es por medio de una malla asignada, modelado de forma manual con la asistencia de computadora teniendo como resultado un archivo CAD después de haber sido escaneado lo que se quiere reproducir, con la ayuda de un escáner laser de 3D.

Fue un estudio descriptivo, abierto, observacional, transversal y prospectivo.

OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo general

- Localizar el centro de resistencia de los segmentos posteriores del maxilar superior de un cráneo seco de adulto, y evaluar las biomecánicas para la distalización de los segmentos.

3.2 Objetivos específicos

- Encontrar el centro de resistencia de los segmentos posteriores del maxilar superior in vitro por medio de método de elementos finitos.
- Evaluar el efecto de la activación de las férulas de distalización en los segmentos posteriores del maxilar superior con variantes en la altura de colocación de los mini implantes.
- Observar los movimientos de acuerdo a la ubicación del mini implante y el centro de resistencia del segmento.

HIPÓTESIS

4. HIPÓTESIS

Es posible localizar el centro de resistencia en los segmentos posteriores del maxilar superior de un cráneo seco de adulto, encontrar la ubicación adecuada para los mini implantes en el uso de las férulas de distalización por medio del método de elementos finitos.

ANTECEDENTES

5. ANTECEDENTES

5.1 Maloclusión Clase II

El Dr. Edward Angle clasificó a la maloclusión en clase I, II y III tomando en cuenta la relación entre primeros molares superiores e inferiores. (Proffit; 2005)

La maloclusión Clase II es el problema tratado más frecuentemente en la práctica ortodóntica. (Papadopolus; 2008)

Adentrándonos en la maloclusión clase II de Angle, es aquella en la que el primer molar inferior se encuentra situado distalmente en relación con el primer molar superior. (Proffit; 2005)

La maloclusión Clase II se puede ver involucrada en discrepancias esqueléticas de las estructuras craneofaciales, las cuales han de ser tratadas antes de la pubertad, durante el pico de crecimiento y, en adultos, la atención puede ser realizada mediante el procedimiento de cirugía ortognática, pero si la maloclusión es sólo dental, actualmente existen otras alternativas.

Las opciones que se tenían como tratamiento incluían headgear extra oral, aparatos funcionales o el uso de elásticos intermaxilares combinado con extracciones. (Papadopolus; 2008)

En esta época lo que se busca en un tratamiento de ortodoncia, es requerir lo menos posible la cooperación del paciente, ya que en muchas ocasiones los aparatos van de forma extraoral, son bromosos e incómodos para el paciente, lo que dificulta su uso y por lo tanto no se obtienen los resultados esperados. (Fudalej *et al.*; 2011)

Se ha desarrollado un gran número de aparatos para lograr una corrección de la maloclusión Clase II, como los resortes de Níquel - Titanio, Imanes, Distal jet, Jones jig y el péndulo, entre otros. La principal característica de estos aparatos, es que para lograr la distalización, van soportado en los dientes utilizándolos como anclaje, esto implica que tal fuerza produce una reacción en los dientes anteriores, haciendo que se pierda el anclaje, y se aumente esa pérdida, al realizar la retracción de premolares y dientes anteriores. (Oberti *et al.*; 2009)

Para lograr el movimiento dental, se requiere de anclaje. En los últimos años, ha venido a revolucionar los tratamientos ortodónticos, la llegada de los mini - implantes, los cuales permiten realizar movimientos dentales, evitando requerir las piezas dentales como anclaje.

Los mini - implantes temporales son de gran beneficio en ortodoncia dado que se pueden remover inmediatamente, son de bajo costo y existen mayores sitios anatómicos donde pueden ir colocados. (Oberti *et al.*; 2009., Oh YH *et al.*; 2011).

Existen lugares adecuados de colocación de los mini - implantes, dentro de la cavidad oral, para lograr obtener los movimientos ortodónticos deseados, y evitando daños en estructuras anatómicas aledañas.

Es de suma importancia tener en cuenta el lugar de colocación del mini - implante en conjunto con las fuerzas que recibirán los dientes, ya que de ahí se desprende la dirección del movimiento que se busca obtener. Esta certera colocación de anclajes y la fuerza ejercida del aparato hacia las piezas dentales, así como el vector en el que se ejerce, permite modificar la ubicación del centro de resistencia.

El centro de resistencia es indispensable para el planteamiento de los movimientos ortodónticos, es el que debemos tomar en cuenta, para conocer la dirección en la que se desplazarán las piezas, si se inclinará la corona, o solamente la raíz, o un movimiento en cuerpo.

5.2 Biomecánica del movimiento dental

Con la aplicación de fuerzas externas hacia los dientes se obtiene como resultado movimientos ortodónticos como intrusión, inclinación, movimiento en cuerpo y extrusión, dependiendo del vector de la fuerza. (Rudolph *et al.*;2001)

5.2.1 Centro de resistencia

Es considerado como el punto de referencia con mayor importancia en el movimiento dental. Las fuerzas que atraviesan por este punto desencadenan en un movimiento de traslación (Viecilli *et al.*;2013)

El centro de resistencia de un objeto es el punto en donde se concentra la resistencia a ser desplazado y coincide con el centro de la masa en un objeto que se encuentra en el espacio libre (Proffit; 2005). Este debe ser considerado como algo esencial para la realización de movimientos ortodónticos (Reimann *et al.*; 2007).

Si un objeto se encuentra limitado parcialmente, como un ejemplo, el que esté enterrado parte de ese objeto en la tierra, o como las raíces de las piezas dentales que se encuentran sumergidas en el hueso, el centro de resistencia dependerá directamente de los factores limitantes como altura de hueso, longitud de la raíz de las piezas dentales, densidad ósea ,el número de raíces en el que se planea actuar.

El centro de resistencia de un diente está ubicado aproximadamente en el punto medio de la parte que se encuentra sumergida en el hueso (Proffit; 2005).

La localización del centro de resistencia establecido por Burstone, basado en un modelo matemático en un diente de una sola raíz, con una forma parabólica, se

encuentra ubicado a 40% del ápice, con respecto de la medida longitudinal entre la cresta alveolar y el ápice de la raíz (Cattaneo *et al.*; 2008).

La base de los tratamientos ortodónticos consiste en lograr un buen control del sistema de fuerzas aplicadas a los dientes, comprender que van directamente en ellos, pero que existe ese punto llamado centro de resistencia en el cual el ortodoncista se debe enfocar (Nägerl *et al.*; 1991).

Para lograr el movimiento de las piezas dentales ya sea individual o en conjunto, se necesita calcular la relación entre fuerza y momento que se van a aplicar, para que el centro de resistencia quede en el diente y logre moverse en cuerpo (Smith *et al.*; 1984). Al aplicar una fuerza única que actúe a través del centro de resistencia de una raíz producirá la traslación pura del diente. (Graber *et al.*; 2006)

Se realizó un estudio que consistió en una simulación de movimientos de deslizamiento en masa, en el que se pretendía conservar una misma ubicación del centro de resistencia, haciendo modificaciones en el brazo poder, lo cual demostró efectos de la dirección de la fuerza en diferentes patrones de movimiento. El componente vertical de la fuerza hizo que se produjeran movimientos de intrusión y extrusión de la dentición, ya que se veía alterado el centro de resistencia. (Kojima *et al.*; 2012)

5.2.2 Centro de rotación

El centro de rotación es el punto en el que se produce la rotación cuando un objeto es desplazado. Si se aplican una fuerza y una cupla (fuerza opuesta) sobre un objeto, se puede controlar el centro de rotación y conseguir que tenga la ubicación que se desea.

Existen 2 problemas que hay que tener en cuenta con el movimiento dental, uno es el tipo de sistema de fuerza requerido para producir un centro de rotación, y otro son las magnitudes de las fuerzas óptimas para el movimiento dental.

Las piezas dentales tienen un centro de rotación, pueden moverse en 3 planos
Vestibulolingual a través del eje mayor de la pieza.

Mesiodistal a través del eje mayor de la pieza.

Transversal cortando en ángulo recto a los planos vestibulolingual y mesiodistal.

Durante la traslación de una pieza dental, con un movimiento de traslación puro, el estrés a lo largo de la raíz es uniforme, y el centro de rotación se encontrará en el infinito (Graber *et al.*; 2006).

5.2.3 Fuerza

Es cuando una carga es aplicada a un objeto, que tiende a desplazarlo a una diferente posición en el espacio. Se define estrictamente en unidades de Newtons (masa por aceleración de la gravedad), pero también puede ser medida en unidades de peso, como en gramos u onzas (Proffit; 2005).

Los aparatos ortodónticos liberan fuerzas que pueden ser determinadas por medición directa con la ayuda de un instrumento adecuado o por cálculos matemáticos (Graber *et al.*; 2006).

5.2.4 Momento

Es el producto de la fuerza por la distancia perpendicular entre el punto de aplicación de la fuerza y el centro de resistencia.

El momento se mide en unidades de g – mm. El que la línea de acción de una fuerza aplicada no pase por el centro de resistencia, es cuando se presenta un momento. La fuerza no solo tiende a desplazar el objeto a una nueva posición, también tiende a hacerlo girar alrededor del centro de resistencia. El diente no se desplaza solamente en dirección de la fuerza aplicada, sino que también rota sobre el centro de resistencia, por consiguiente se inclina al desplazarse (Proffit; 2005).

5.2.5 Movimiento ideal

El deseo de mantener la inclinación del diente mientras se busca retraer, para llevarse a cabo se necesita superar el momento creado involuntario al ser aplicada la fuerza sobre la corona. (Proffit; 2005).

El patrón de movimiento de los dientes está mayormente influenciado por la dirección de la fuerza, por la cual debe ser direccionada adecuadamente si se requiere cierto patrón de movimiento. (Kojima *et al.*; 2012)

Una forma de lograr reducir la magnitud del momento es que la fuerza aplicada esté más cercana al centro de resistencia. En los tratamientos ortodónticos es imposible aplicar la fuerza directamente sobre la raíz, pero se puede conseguir un efecto similar con un anclaje rígido que pase por encima de la corona. De esta manera podemos aplicar la fuerza al anclaje, de forma que su línea de acción pase por el centro de resistencia, o muy cercano a él (Proffit; 2005).

5.3 Movimiento de Distalización

El movimiento realizado hacia mesial de los dientes es más sencillo que si se realiza hacia distal, ya que existe mayor resistencia. Debido a esto, para lograr la distalización de los molares se necesita anclaje del que podría obtenerse de los demás dientes (Proffit; 2005).

En los pacientes con maloclusión clase II, la distalización es un tratamiento muy común para lograr la corrección, para dicho problema se han diseñado aparatos intraorales por ejemplo el Péndulo, el Dual Force Distalizer, el Distal jet entre otros (Proffit; 2005). Esto ha hecho que los tratamientos de no extracciones en maloclusiones clase II usualmente requieren de distalización de los molares en el maxilar (Kircelli *et al.*; 2006).

Existen numerosos ejemplos de maloclusiones de Clase II corregidas mediante la colocación de un aparato intraoral, para empujar distalmente los molares superiores y posteriormente retraer los dientes anteriores. Los aparatos que van anclados por palatino, tienen un mejor resultado al retraer los molares superiores, pero se dificulta mucho conseguir por medio de esta mecánica la corrección de una maloclusión clase II (Proffit; 2005).

A través del tiempo se han buscado nuevas opciones para lograr una distalización de molares, con aparatos ortodónticos que requieran de la mínima cooperación del paciente (Kircelli *et al.*; 2006).

En la década de los 80's se fueron implementando nuevos aparatos como el Distal jet, imanes que se repelen, super elásticos, Ni - Ti coils spring, Péndulos, Jones-jig, todos ellos con el objetivo de la distalización de molares en pacientes clase II molar y que no requieran de la cooperación del paciente (Kircelli *et al.*; 2006., Proffit; 2005).

5.4 Mini - implantes

El control en el anclaje es uno de los factores más importantes para obtener un tratamiento exitoso de ortodoncia. Los anclajes convencionales en algunas ocasiones son suficiente, en otras no lo son, dependiendo de la situación crítica del caso, la cooperación por parte del paciente, así como de las condiciones dentales.

En 1983 se reportó el primer estudio clínico usando un tornillo como anclaje en ortodoncia. (Yen-Wen H *et al.*; 2012., CreekmoreTD *et al.*;1983)

Recientemente en ortodoncia ha aumentado las situaciones en las que se ha recurrido a la colocación de mini - implantes en el hueso, haciendo uso de ellos como anclaje en las mecánicas de deslizamiento. (Kojima *et al.*; 2012)

Han sido utilizados para obtener un anclaje mayor, el cual ha sido muy efectivo para obtener los diferentes tipos de movimientos en el que se requiere que se desplacen las piezas dentales (Liu TC *et al.*;2012).

En el diseño de un aparato para corregir una maloclusión haciendo uso de mini - implantes como anclaje ortodóntico, se debe tener muy en cuenta la posición y la altura donde se colocará el mini - implante, la altura del gancho que se colocará, la curva de compensación y la línea media de tracción vertical (Sung *et al.*; 2010).

Una de las ventajas de los mini - implantes es la facilidad para su colocación, debido a que su diámetro es relativamente pequeño, lo que también facilita su remoción. De preferencia al ser colocado el mini - implante debe ser cargado, ya que una baja carga, podría dar muy baja estabilidad primaria o una atrofia del hueso (Ammar *et al.*; 2011).

Otras de las ventajas que se obtienen de el hacer uso de ellos es que son colocados de forma temporal, es un procedimiento de colocación más sencillo que el procedimiento quirúrgico, existe menor trauma al momento de su colocación, así como también en la remoción de los mismos, se puede hacer uso de los mini - implantes inmediatamente después de la colocación, y por último otra de las grandes ventajas es que son de bajo costo (Liu TC *et al.*;2012.; Jasmin MI *et al.*;2012.; Costa A *et al.*; 1998.; Kanomi R.; 1997).

Los mini - implantes pueden ser colocados entre los dientes, con suficiente densidad de hueso, y claridad de las raíces, y brinda al ortodoncista una variedad de opciones para ser ubicados.

Existen lugares anatómicos seguros donde pueden ir colocados los mini - implantes. En el maxilar el lugar ideal mesiodistal es en palatino entre el segundo premolar y primer molar, hay mayor cantidad de hueso, y la menor cantidad de hueso es en la tuberosidad del maxilar. En cuanto a la cantidad de hueso vestibulopalatino se encontró entre primeros y segundos molares, mientras que el menor espesor de hueso fue en la tuberosidad del maxilar. En la mandíbula la mayor cantidad de hueso mesiodistal se encontró entre primer y segundo premolar y la menor fue entre primeros premolares y caninos. Las zonas más adecuadas para la colocación de un mini - implante son los espacios interradiculares mesiales de los primeros molares superiores (Carano *et al.*; 2004).

En cuanto a la dimensión buco lingual, el mayor espesor se encontró entre los primeros y segundos molares, y el menor entre primer premolar y canino (Poggio *et al.*; 2006).

Se realizó un estudio para evaluar el riesgo de la proximidad del mini - implante con la raíz, para dicho estudio se realizaban las evaluaciones por medio de cone beam para ser analizados, como resultado se obtuvo que no existe factor de riesgo-fracaso con la proximidad de los mini implantes con las raíces, no se ve afectada la óseo integración (Kim *et al.*; 2010).

Se han reportado estudios en el que se analiza la falla de los mini - implantes al momento de la colocación como anclaje de ortodoncia, de los cuales los factores son: Inflamación, infección, sitios donde la encía es no queratinizada, así como también que el mini - implante es pequeño.

También encontramos estudios donde se ha evaluado la estabilidad de los sistemas de anclaje con mini - implantes, mediante estudios mecánicos experimentales.

- Estudios de histopantomografía
- Roles de la geometría de los tornillos con simulaciones de elementos finitos
- Calidad de hueso
- Condiciones de los sitios de colocación
- Efectos de carga

Múltiples sugerencias han sido recomendadas para aumentar la estabilidad:

- Tornillos de forma cónica
- Utilizar tornillos con cierto diámetro de ancho
- Se aplican tornillos con una longitud de 9mm
- Lograr la óseo - integración bicortical o parcial
- Implantar en hueso cortical más de 1mm de grosor
- Implantar en hueso de alta densidad
- Insertarlos a 60º - 70º grados de angulación
- De 5 - 10 Ncm Torque de inserción
- Inclinar la carga en una dirección bucal (Liu TC *et al.*;2012)

La angulación de la apropiada colocación del mini-implante es importante para el anclaje cortical, así como para la seguridad del paciente y buen control de la biomecánica.

El insertar con la angulación adecuada el mini - implante reduce el riesgo de dañar las raíces de los dientes adyacentes, así como también aumenta la superficie del área de contacto entre el hueso y el mini - implante (Jasmin MI *et al.*;2012).

5.5 Uso de mini - implantes en mecánica de distalización

Durante mucho tiempo se ha tenido que recurrir a las piezas dentales para usarlas como anclaje y realizar movimientos como el de distalización, el inconveniente ha sido que como a toda acción hay una reacción, al momento de distalizar por ejemplo los molares, la reacción se encontraba en premolares e incisivos, que se mesializaban. (Fudalej *et al.*; 2011., Oh YH *et al.*; 2011).

Con la ayuda de los mini - implantes existen aparatos que han podido ser modificados, para que requieran menor cooperación por parte del paciente y que se puedan lograr mejores resultados, tal lo es el distal jet que fue modificado con mini - implantes, el mini - implante fue situado en el borde anterior de la región de las rugosidades del paladar para la distalización molar, y se ha demostrado que el Distal Jet modificado en la corrección de relación molar clase II es eficaz. (Karaman *et al.*; 2002).

Se realizó un estudio en el cual se efectuó la distalización en segmento con mini - implantes, usando al mini - implante como anclaje, tanto en maxilar como en mandíbula, se observó, que el movimiento de las piezas en conjunto fue más rápido en maxilar que en mandíbula, el éxito de los mini - implantes fue alrededor de una tasa del 90% en un periodo aproximado de 12.3 +- 5.7 meses. Los resultados muestran que los mini - implantes pueden ser utilizados como anclaje para realizar movimientos de distalización aplicado a un grupo de dientes (Park *et al.*; 2005).

Por otra parte un estudio en el que se evaluaron 40 niños con clase I esquelética y clase II dental que fueron divididos en grupo 1 y grupo 2, donde al grupo 1 se le colocó una unidad de anclaje posicionando un mini - implante en el área de la pre-maxila a cada niño y al grupo 2 para aumentar el anclaje se les colocó un aparato similar a un botón de nance, donde el acrílico embebía el mini - implante colocado en línea media, fueron colocadas bandas en los primeros molares superiores, se

les colocó un resorte de Níquel - Titanio de 250gr. de fuerza. Se obtuvo como resultado que en el grupo 2 tardó un poco más la distalización, se distalizó ligeramente menos y no tuvo movimientos no deseados con respecto al grupo 1 (Gelgor IE *et al.*; 2007)

5.6 Resortes de Níquel - Titanio

Las fuerzas continuas y ligeras son las que hacen que biológicamente las piezas dentales puedan ser desplazadas. Los resortes de acero ofrecen mayor fuerza, pero ésta decae en activaciones mínimas. El uso de los resortes de Ni - Ti fue sugerido a partir de 1975, pero su uso clínico fue reportado hasta tiempo después.

Por lo general se logra el movimiento de 0.5 mm en una semana, con una fuerza continua y ligera durante un corto periodo de tiempo, con un rango de 75 a 100 g. El resorte abierto de Ni - Ti produce ligera fuerza continua, a través de largo rango de activación, es menor que el rango optimo de 75 – 100 g. En cambio el resorte cerrado de Ni - Ti produce ligera fuerza continua de entre 75 – 100 g. en el intervalo de tiempo de activación.

Se encontró entonces que los resortes de Ni - Ti ofrecen una fuerza constante durante una distancia de 7mm de movimiento del diente, con una sola activación (Fraunhofer *et al.*; 1993).

5.7 Método de elementos finitos

El análisis de elementos finitos fue introducido en los estudios de biomecánica dental en 1973 (Cattaneo *et al.*; 2008)

Es un método de muy alta precisión con el cual se puede estudiar la tensión, deformación de estructuras geométricas complejas en diferentes condiciones.

Este método se usa en computadora el cual se basa en dividir las estructuras en pedazos manejables que vendrían siendo los elementos, que se definen mediante ecuaciones diferenciales que calculan la tensión basadas en las propiedades físicas de las estructuras que se quieren analizar. (Sung *et al.*;2010., Rudolph *et al.*; 2001)

Cada modelo está formado por tres partes:

- Elementos: todas las pequeñas figuras en el que fue dividido el modelo.
- Nodos: puntos de unión entre cada figura.
- Tipo de elementos: figura geométrica que se eligió para cada elemento que forma el modelo.

El método de elementos finitos tiene numerosas ventajas sobre otros métodos, resaltando la habilidad de incluir la heterogeneidad del material dental, el contorno irregular del diente en el diseño del modelo, y la relativa facilidad con la que se le aplica la magnitudes y direcciones para un análisis más completo. Ha sido usado en odontología para investigación sobre algunos temas como la estructura dental, restauraciones y biomateriales, implantes dentales y canales radiculares.

En ortodoncia se ha utilizado satisfactoriamente para analizar fuerzas aplicadas sobre un solo diente, como se altera la posición del centro de resistencia si se tiene pérdida ósea, así como la longitud de la raíz. (Rudolph *et al.*;2001)

5.7.1 Obtención de los modelos de elementos finitos

Una manera de llevar a cabo la realización de los modelos de elementos finitos es por medio de una malla asignada, modelado de forma manual con la asistencia de computadora teniendo como resultado un archivo CAD después de haber sido escaneado lo que se quiere reproducir, con la ayuda de un escáner laser de 3D. (Sung *et al.*;2010).

Otra manera es que por medio de un cone beam (CBCT), se realice la toma de la información de lo que se quiere obtener en 3D, ejemplo: maxilar y mandíbula de un paciente, y que sea guardado en formato DICOM, para posteriormente que sea importado a un software llamado Mimics, la función de este será el que las estructuras puedan realizarse en una nube de puntos, y que se puedan separar, ya que se prepara, se pasa al software Ansys, que su función consiste en poderle proporcionar la información de lo que se quiere estudiar, y que pueda arrojar resultados muy similares a los que existen en la realidad (Ammar *et al.*; 2011).

5.7.2 Estudios similares con el método de elementos finitos

Hyoung-Jun y colaboradores realizaron un estudio para localizar el centro de resistencia de las 6 piezas antero superiores, al ser retraídas por medio del Retractor Doble J con mini - implantes en el cual fue realizado por medio del método de elementos finitos, se establecieron cinco variables en cuanto a la colocación en un plano vertical del mini - implante, lo colocaron en una posición de 6, 7, 8, 9, y 10 mm apical de la línea cervical al primer molar. El método de elementos finitos fue utilizado para determinar el centro de resistencia de las piezas al ser desplazadas. Como resultado de éste estudio se obtuvo que el mini - implante al ser colocado al nivel de 8mm se podía lograr una retracción en cuerpo con el Retractor Doble J, y se llegó a la conclusión de que el centro de resistencia se estimaba 12.2mm apical basados en incisal del incisivo central (Hyoung-Jun *et al.*;2010).

De igual manera el método de elementos finitos fue utilizado para la localización del centro de resistencia de los incisivos superiores, realizaron un modelo del maxilar superior con 16 piezas dentales con sus estructuras que lo rodean. El modelo de elementos finitos indicó que los incisivos individuales se movían independiente, pero al ser movidos en bloque con un arco de acero de dimensión 0.46 x 0.65 mm². El centro de resistencia individual se localizó 5 mm distal y 9 a

12 mm apical al centro de resistencia de los brackets laterales. (Reimann *et al.*; 2007)

Otro estudio que fue realizado por medio del método de elementos finitos fue el de Sang J.S. y colaboradores. En el que se evaluó la retracción efectiva en masa con el uso de mini - implantes como anclaje y se realizaron varias combinaciones para llegar a la mejor, los resultados obtenidos fueron, que con el arco rectangular 0.016 X 0.022 de acero mostró más inclinación de los dientes que con el arco rectangular 0.019 X 0.025. También se observó que al colocar el mini - implante a una distancia de 8 mm anterior al gancho de retracción., el vector de la fuerza de retracción pasaba por encima del centro de resistencia, y no lograba un movimiento en cuerpo de las 6 piezas anteriores que se buscaba retraer. Al colocarlos 2 mm anterior al gancho de retracción y con una fuerza de tracción vertical de 100 g, las 6 piezas dentales anteriores se intruyeron, inclinaron y se vestibularizaron. (Sang *et al.*; 2010).

MATERIALES Y MÉTODOS

6. MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó una carta dirigida al departamento de Anatomía Humana de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Nuevo León, en la cual se solicitó el préstamo de un cráneo seco de un adulto, que cumpliera con las siguientes características: presencia de primeros y segundos premolares y molares superiores y los huesos maxilares se encontraban en buen estado.

En el Centro de Investigación e Innovación en Ingeniería Aeronáutica (CIIIA) se llevó a cabo el escaneo del cráneo seco, al igual que el diseño de las férulas de distalización y los mini implantes con el software.

Los siguientes componentes son los que conforman las férulas de distalización diseñadas por el Dr. Roberto Carrillo González

- Férula con retención de malla por la parte interna , .020 de acero inoxidable
- Vástago receptor del arco transpalatino, diámetro .051 de acero inoxidable
- Resorte Nitinol (Níquel - Titanio) 240 gramos de fuerza, .012 calibre, diámetro .051, 10mm de longitud
- 2 mini - implantes de titanio, 8mm de longitud, 1.6mm de diámetro
- Brazos laterales que se insertan a los vástagos receptores, son de .045 calibre, de acero inoxidable.
- Arco transpalatino, calibre .036 de acero inoxidable
- Conector mini - implante al arco transpalatino es ligadura metálica calibre .012 de acero inoxidable

6.1 Proceso de Digitalización 3D

Se realizó la digitalización del cráneo seco de adulto, mediante un escáner tridimensional "Range7" fabricado por la empresa "Konica Minolta".

A continuación se describe paso a paso el proceso realizado...

- 1.- Se procedió a colocar la pieza en cuestión sobre la base giratoria del escáner y ubicándola lo más perpendicular posible al escáner.
- 2.- Se definió el ángulo en el que se capturó cada toma, para este caso, y dado que la pieza tiene una complejidad geométrica elevada, se definió un ángulo de giro de 45° para poder capturar los detalles de la pieza de distintas tomas y orientaciones.
- 3.- Se realizaron distintas configuraciones mínimas en el software y se procedió con el escaneo de la pieza.

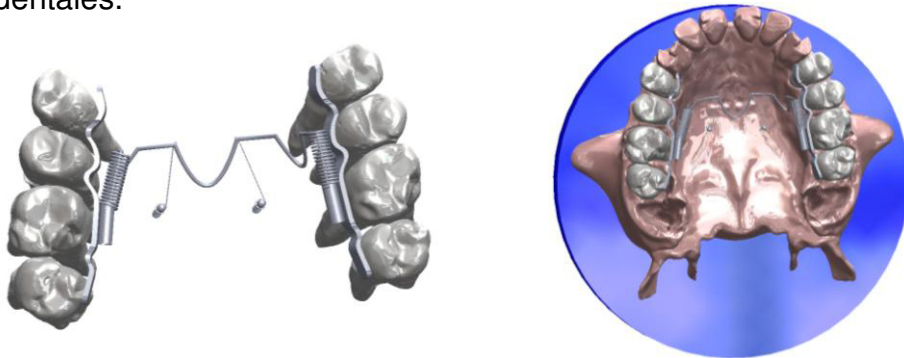
Habiendo terminado el proceso anterior se generó un archivo de nube de puntos en formato .rvm el cual fue exportado posteriormente.



6.3 Proceso de mallado y generación del CAD

- 1.- Se importó dentro del software "Rapidform" el archivo .rvm.
- 2.-Se procedió a realizar la alineación de las tomas de escaneado, en este caso, dado que se escaneó automáticamente haciendo uso de la mesa giratoria, las tomas estaban pre alineadas, por lo que solo se realizó este paso para verificación.
- 3.- Se combinaron las tomas para formar una sola malla de triangulación.
- 4.- Se procedió a modificar y reparar el mallado de la nube de puntos. Para este caso, se suavizaron las imperfecciones y aquellas partes donde se traslaparon las tomas.
- 5.- Se utilizó la función de resanar / reparar el mallado, para eliminar inconsistencias y errores de cálculo.
- 6.- Finalmente, se procedió con la realización de las superficies sobre el mallado anterior. Para este caso, dada la complejidad geométrica de la pieza, se utilizó la función de auto ajuste de superficie, lo que genera las superficies automáticamente, y para este caso, cierra el conjunto, creando de esta manera un sólido utilizable.
7. Para concluir, se exportó el sólido generado al software "Solid Works" de "Dessault Systeemes", en este caso, para fines de visualización y para su posterior conversión a formatos IGES/STEP.

Ya que se obtuvo el modelo se inicio con su preparación, donde se vaciaron las propiedades de cada uno de los componentes, tales como las férulas que van adheridas a las superficies palatinas de los segmentos posteriores del maxilar superior, así como la propiedades de los tejidos, hueso, ligamento periodontal, y piezas dentales.



Es de suma importancia que el modelo geométrico a utilizar esté estructurado correctamente, corroborar que esté libre de anomalías que pudieran afectar la topología del mismo. Por lo que se siguieron determinados pasos en donde se trabajó en la adecuación y preparación de los modelos geométricos para asegurar su manejo en términos de detalles y configuraciones.

El modelo geométrico con el que se trabajó para las simulaciones se contempló como elementos sólidos.

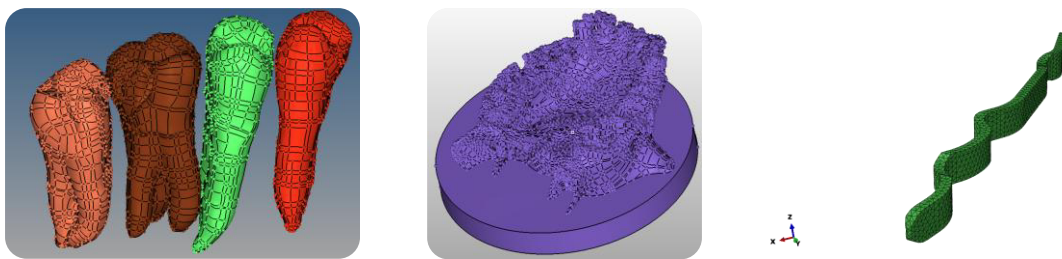
Para poder llevar a cabo la simulación de un modelo de elementos finitos, utilizándolo como herramienta para observar el comportamiento de los segmentos posteriores del maxilar superior al colocar y activar las férulas de distalización, se divide en 2 partes:

1. Preparación del modelo
2. Propiedades mecánicas

6.3.1 Preparación del modelo

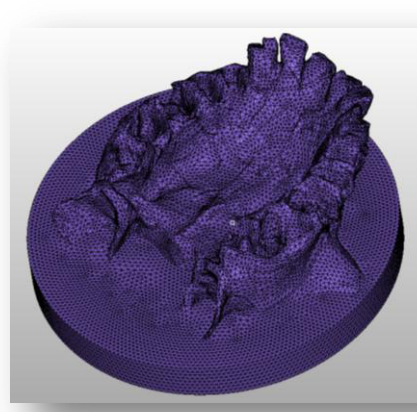
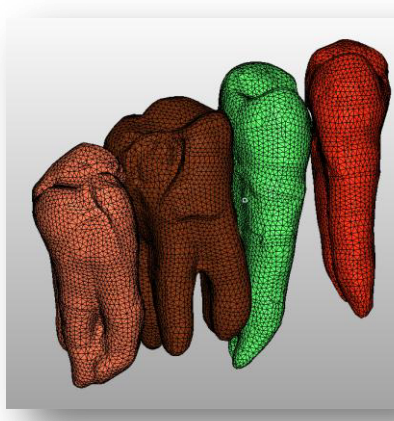
Previamente a la preparación del modelo, se llevó a cabo el escaneo de un cráneo seco de adulto, férulas de distalización, un arco transpalatino (conector), piezas extraídas correspondientes al mismo cráneo, un mini - implante y un resorte.

Con lo anteriormente escaneado se obtuvieron las geometrías (Figuras en tres dimensiones) que fueron exportadas al programa Solidworks2014; Posteriormente dichas geometrías fueron exportadas revisadas detalladamente y reparadas, por medio del programa Hypermesh v11.

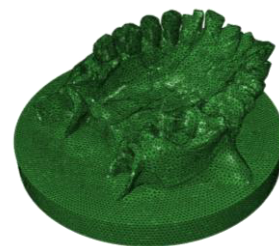
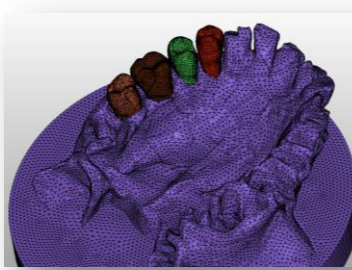


Se procedió a discretizar las geometrías, es decir, que fue dividido el dominio geométrico global en múltiples y pequeños elementos, para la solución de las ecuaciones gobernantes involucradas en el fenómeno a analizar.

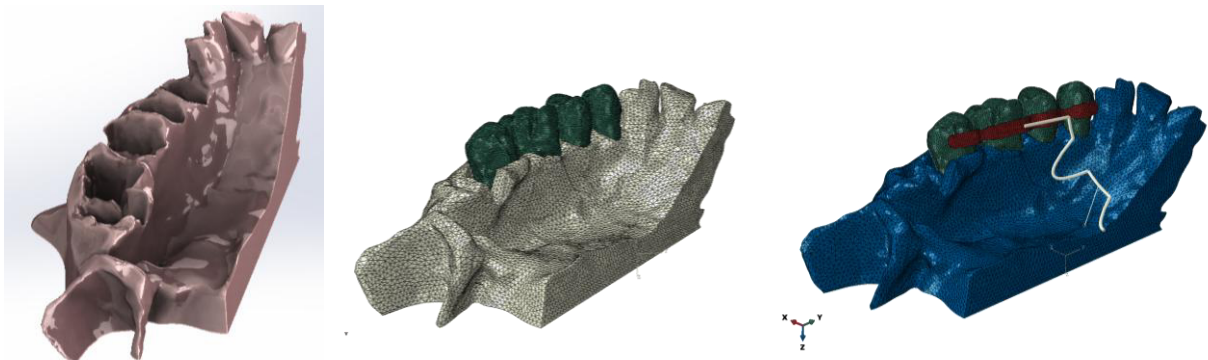
En esta etapa de discretización se seleccionó la topología de los elementos y la calidad de los mismos. Es prioridad que en esta etapa, la forma en que se preparó el modelo geométrico permita la asignación de elementos geoméricamente uniformes obteniendo así una calidad de malla aceptable. Se estuvo monitoreando el número de elementos ya que de esto dependía el tiempo computacional que se llevó a cabo en la solución del análisis.



Posteriormente se ensambla el mallado de las piezas dentales con el maxilar superior para revisar que esté correcto, y se exportan todos los componentes al programa Abaqus /CAE, versión 6.13-1.



Con la finalidad de simplificar el modelo, y reducir el tiempo de cómputo que se lleva a cabo para realizar cada simulación, se optó por considerar un modelo simétrico, es decir, dividirlo a nivel de la línea media (Rafe palatino). Considerando que los movimientos sean homólogos para el lado opuesto.



Una vez simplificado el modelo, se procede a complementar el modelo con la segunda parte que se requiere, para poder realizar las simulaciones.

6.3.2 Propiedades mecánicas

Son de gran importancia ya que son las especificaciones que caracterizan a cada componente logrando simular tecnológicamente lo más cercano a lo que se pudiera obtener como resultado en la realidad si fuera aplicado clínicamente.

Se vaciaron las siguientes propiedades, a los diferentes componentes del modelo intentando asemejar las condiciones biológicas, que posee un humano.

Componente	Módulo de elasticidad kg/mm ²	Coefficiente de Poisson
Diente	2.0×10^3	0.300
Ligamento Periodontal	0.0007×10^3	0.490
Hueso trabeculado	0.018×10^3	0.450
Alambre de acero	21.4×10^3	0.300
Níquel - Titanio	2.8×10^3	0.300

6.4 Consideraciones

Una vez que se determinaron las propiedades a cada componente del modelo, se establecieron las condiciones frontera que son las variables a considerar en el modelo.

El modelo es estático estructural, lo cual en lo que refiere a los resultados que obtuvimos quiere decir que es un resultado inmediato o instantáneo.

Se realizó de inicio un modelo (Figura 1) para la realización de pruebas previas, corroborando el buen funcionamiento de la simulación, descartando que se generara algún error. Posteriormente se complementó el modelo con el resto de los aditamentos (Figura 2).

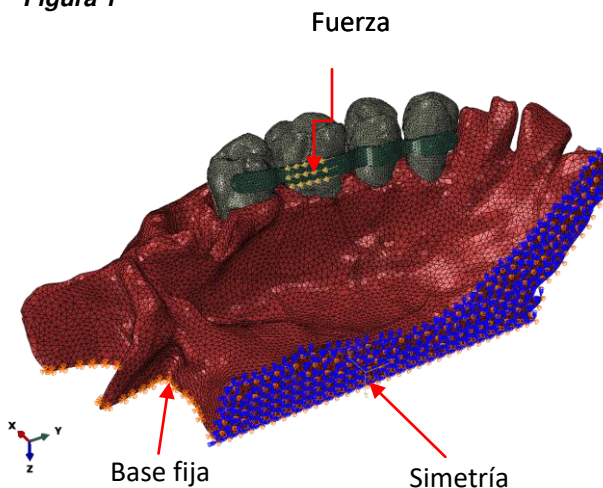
Figura 1:

- Se estableció el vector de la fuerza en una sola dirección (buscando un movimiento de distalización) con una magnitud de fuerza de 200gr.
- Se consideró como un modelo simétrico
- La base, que correspondería a piso de fosas nasales se indica como fija.

Figura 2:

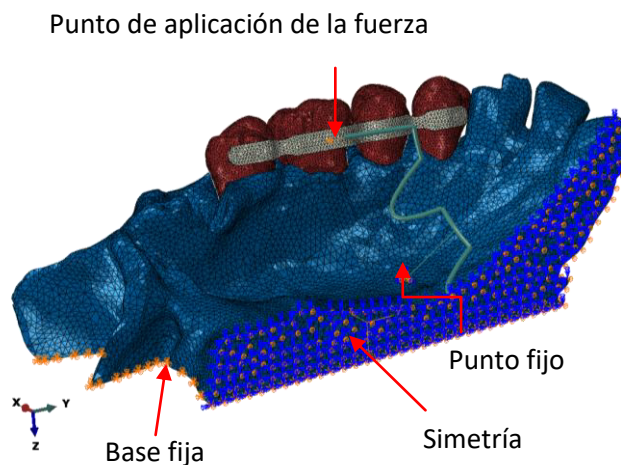
- Se contemplaron las mismas consideraciones anteriormente descritas.
- Se agregó el arco transpalatino
- Se añadió un punto de anclaje que representa la colocación del mini - implante.
- Se agrega medio de unión del punto fijo con la barra transpalatina, que sería la ligadura metálica.

Figura 1



Número total de elementos: 57046
Número total de nodos: 13369
Tipo de elemento: C3D4 (tetraedros)

Figura 2



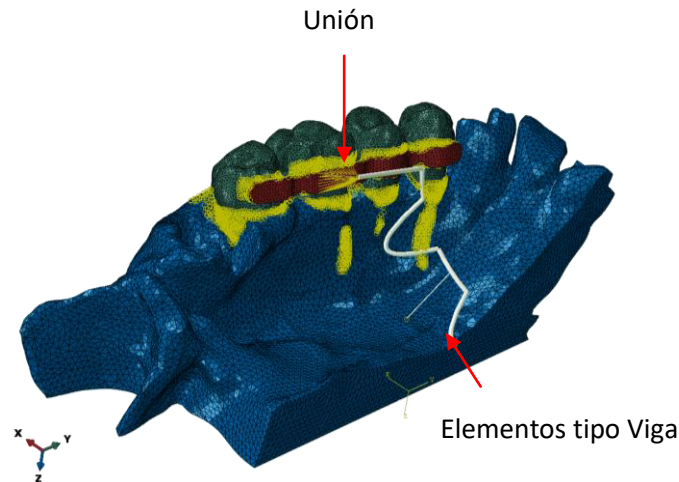
Número total de elementos: 338421
Número total de nodos: 76288
Tipo de elemento: C3D4 (tetraedros),

Elementos tipo viga B32: 2152
Nodos del arco transpalatino: 4305

TOTAL DE ELEMENTOS: 340573
TOTAL DE NODOS: 80593

La interacción entre la férula y las piezas dentales se consideró como una unión.

El arco transpalatino se discretizó en elementos tipo viga de 3 nodos (B32).



6.5 Simulación de casos

Posteriormente se procedió a realizar la simulación de los casos, es decir, que el programa, de acuerdo a la información que se introdujo, realizara cálculos de acuerdo a las variantes de las cuales se obtuvo un resultado.

En éste caso se realizaron 4 simulaciones con la variación en la altura de la colocación del mini implante, ejerciendo una fuerza de 200 gramos buscando la distalización en cuerpo de los segmentos posteriores del maxilar superior.

Se realizó nuevamente una serie de simulaciones, modificando en la información del modelo la altura de la férula desplazándola 1mm hacia apical realizando, la misma colocación del punto fijo (representando al mini - implante) en diferentes alturas.

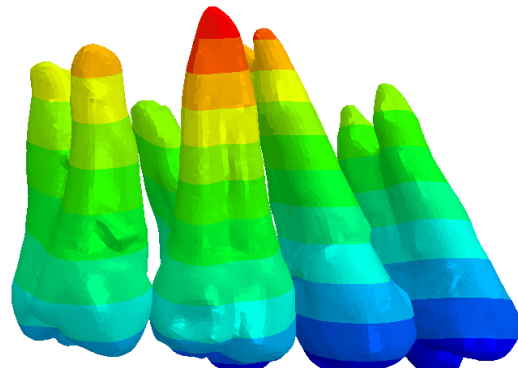
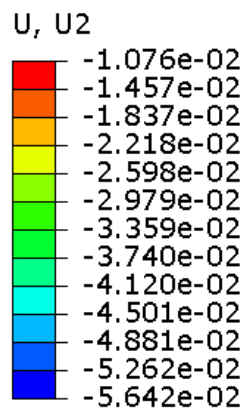
COLOCACIÓN DEL MINI - IMPLANTE (SENTIDO VERTICAL EN PALADAR)	FUERZA APLICADA POR MEDIO DE LAS FÉRULAS DE DISTALIZACIÓN
6 mm	200gr.
11 mm	200gr.
12 mm	200gr.
16 mm	200gr.

Se realizaron las primeras 2 simulaciones con el arco transpalatino, y la ligadura que une al punto fijo con el arco transpalatino con la propiedad de Níquel -Titanio, posteriormente se realizó la simulación modificándolos al acero.

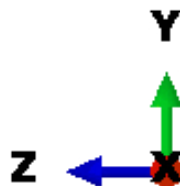
6.6 Obtención de resultados

El programa una vez que simula los casos, genera imágenes de resultados en las que se observa una gama de colores que representa visualmente una distribución de los desplazamientos (U). Cada color está relacionado con un desplazamiento particular.

El color rojo es la parte de la pieza a la que correspondería que tuvo el menor desplazamiento (mm), contrariamente es la parte del diente con el color azul intenso (mm) .



Se puede observar también del lado inferior izquierdo de cada imagen, el eje X, Y y Z, que nos muestra la dirección del desplazamiento, que en éste caso, (U2) nos indica que el eje donde se llevará a cabo el desplazamiento es el eje Y (Cifra en negativo movimiento de distalización, en positivo mesialización).



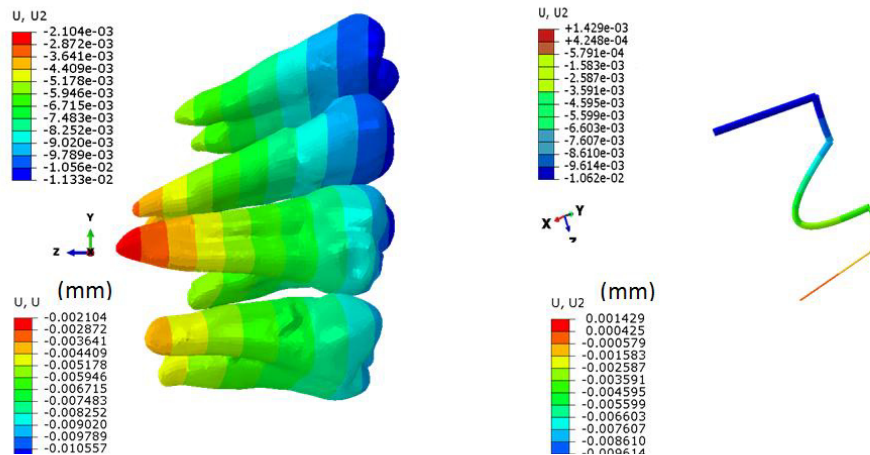
RESULTADOS

7. RESULTADOS

SIMULACIÓN CON ALEACIÓN DE NIQUEL - TITANIO

A continuación se muestran las imágenes de resultados, de la simulación que se realizó, fue considerado el arco transpalatino y la ligadura de unión con el punto fijo con la propiedad de Níquel - Titanio, y se modificaron las alturas del punto fijo a 6, 11, 12 y 16 mm desplazándolo apicalmente.

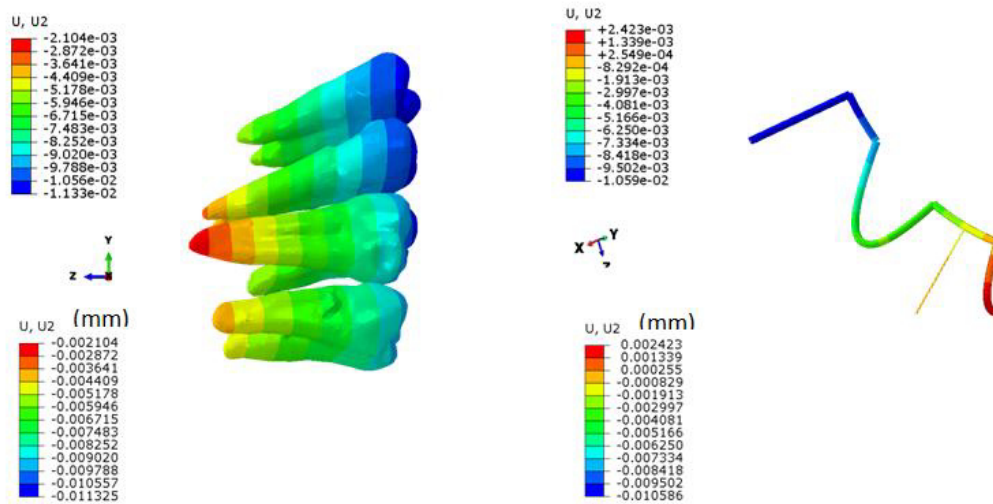
Caso 1 (Colocación del mini - implante a una altura de 6mm)



En las piezas dentales se obtuvo un mayor desplazamiento en el tercio oclusal y medio de primer y segundo premolar, así como el tercio oclusal de primer molar, los cuales los observamos en color azul intenso desplazándose hacia distal y extruyéndose. Siendo el ápice palatino del primer molar, quién tuvo el menor desplazamiento, indicándonos que se obtuvo un movimiento rotacional.

En el arco transpalatino se observó un movimiento hacia mesial la zona que aparece en color rojo. Y se obtuvo un movimiento hacia distal mayor en la zona que se observa en color azul intenso.

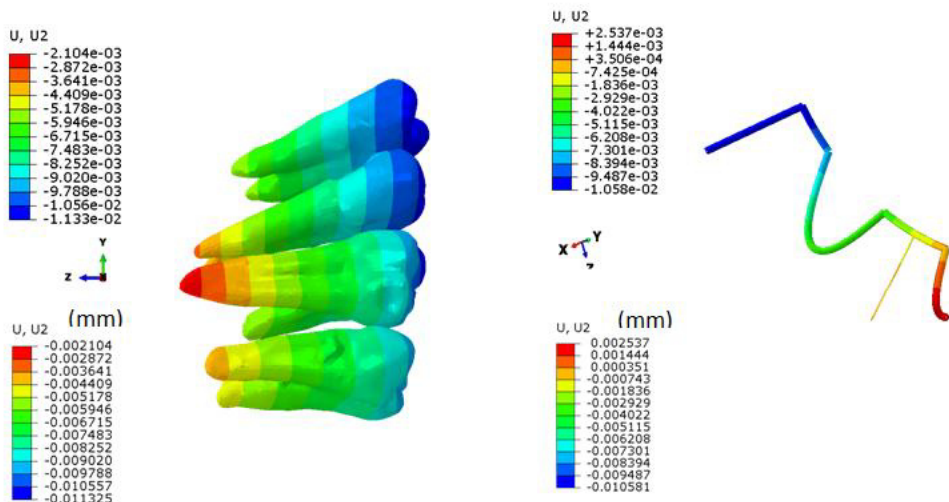
Caso 2 (Colocación del mini - implante a una altura de 11mm)



Se obtuvo un desplazamiento mayor extruyéndose y distalizándose en el tercio oclusal de los primeros y segundos premolares (.011mm), la zona que obtuvo menor movimiento fue la raíz palatina de los primeros molares superiores (.002mm) dando como resultado un movimiento rotacional de la masa.

El arco transpalatino presentó un movimiento mayor en la zona color azul intenso (.010mm) y un movimiento menor en la zona de color rojo (.002mm)

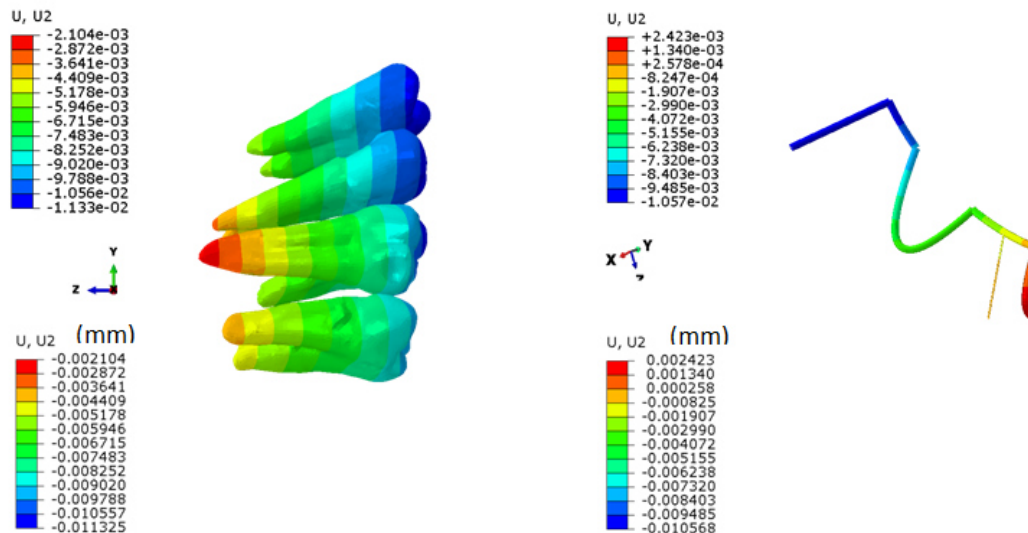
Caso 3 (Colocación del mini - implante a una altura de 12mm)



De igual manera a la presentación del resultado anterior se obtuvo un desplazamiento mayor extruyéndose y distalizándose en el tercio oclusal de los primeros y segundos premolares (.011mm), la zona que obtuvo menor movimiento fue la raíz palatina de los primeros molares superiores (.002mm) dando como resultado un movimiento rotacional de la masa, sin observarse diferencia significativa.

El arco transpalatino presentó un movimiento mayor en la zona color azul intenso (.010mm) y un movimiento menor en la zona de color rojo (.002mm)

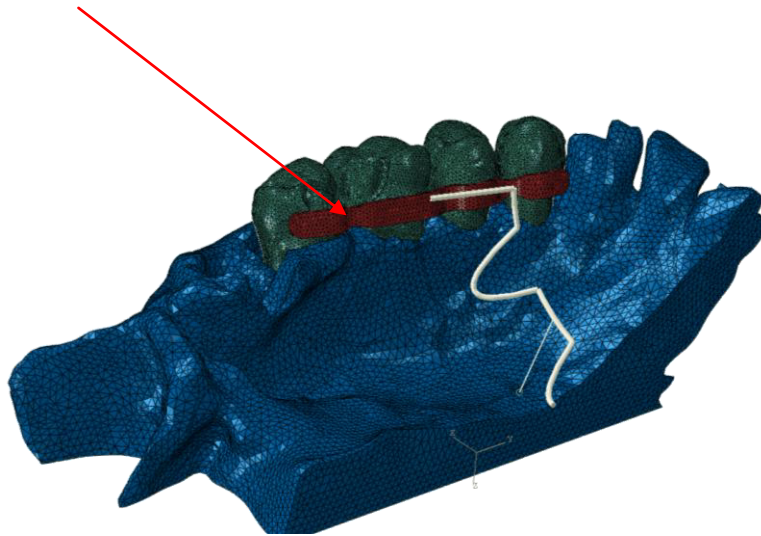
Caso 4 (Colocación del mini - implante a una altura de 16 mm)



Se obtuvo distalización y extrusión mayor de .011mm en tercio oclusal de primero y segundo premolar. El menor movimiento registrado fue en el ápice palatino del primer molar con .002mm.

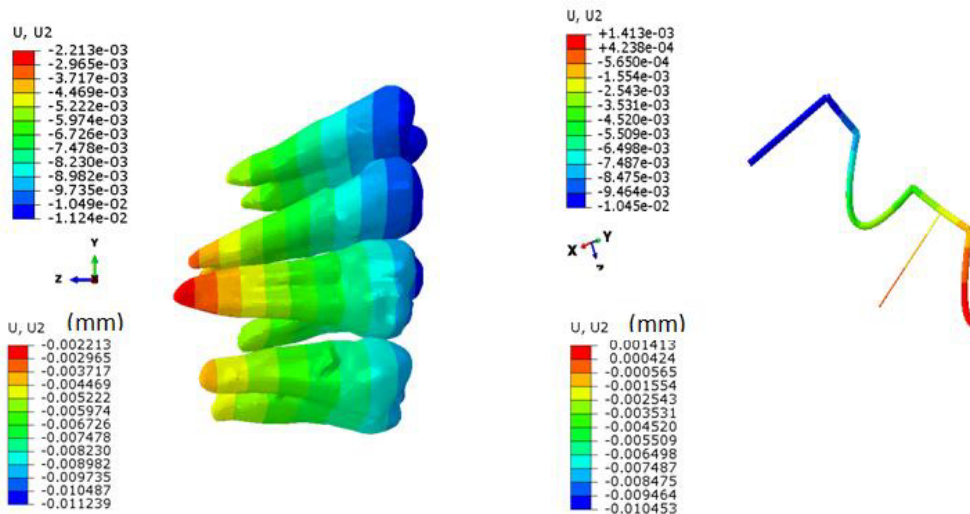
En el arco transpalatino se obtuvo un movimiento mayor en el segmento más externo con .010mm, y movimiento menor en la parte media del aparato con .002mm.

Barra desplazada 1mm



Desplazamiento hacia apical de 1mm de la barra que va adherida en palatino de molares y premolares.

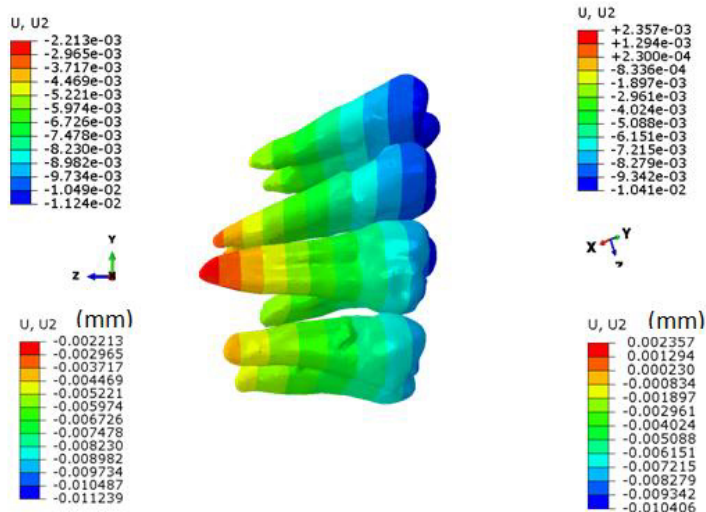
Caso 1 (Colocación del mini - implante a una altura de 6mm)



Extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm, y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm.

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm, segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .001mm

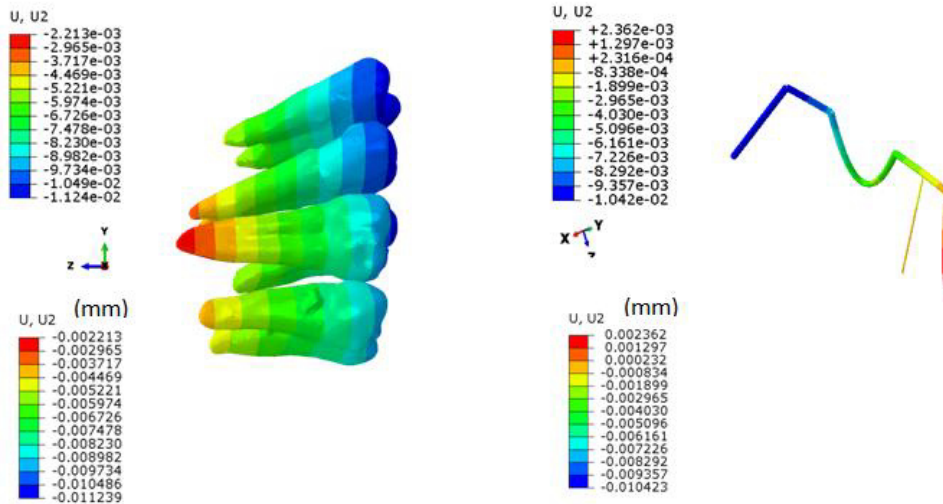
Caso 2 (Colocación del mini - implante a una altura de 11mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .001mm (mostrado en color rojo).

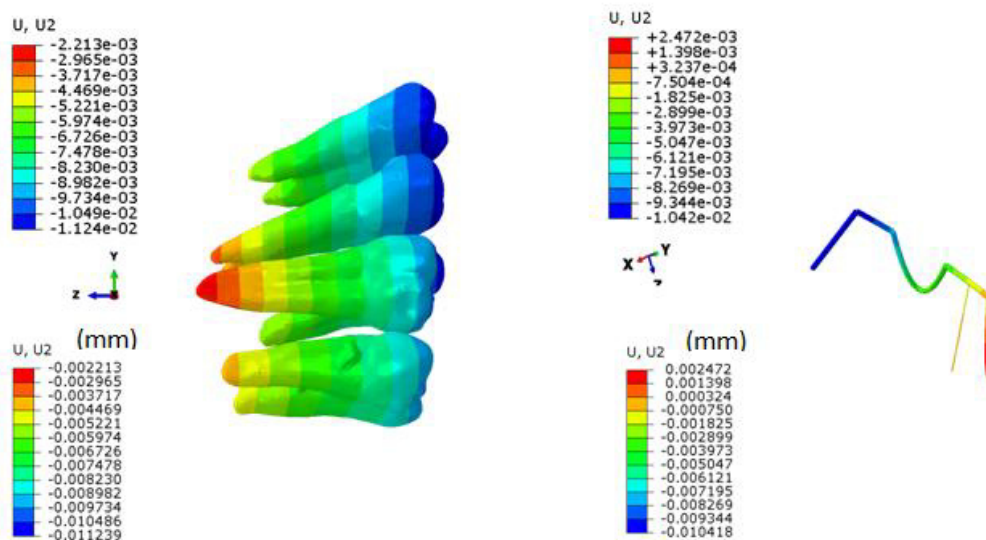
Caso 3 (Colocación del mini - implante a una altura de 12mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Caso 4 (Colocación del mini - implante a una altura de 16 mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .010mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

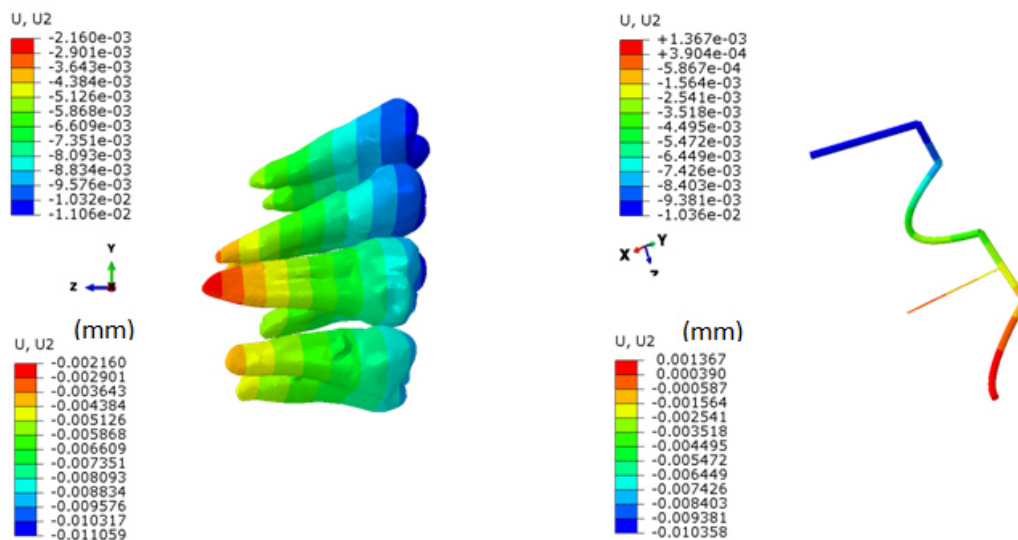
Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .009mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

SIMULACIÓN CON ALEACIÓN DE ACERO

Se realizó de igual manera la simulación donde se modificó aleación del arco transpalatino al acero.

Se obtuvieron los siguientes resultados:

Caso 1 (Colocación del mini - implante a una altura de 6mm)

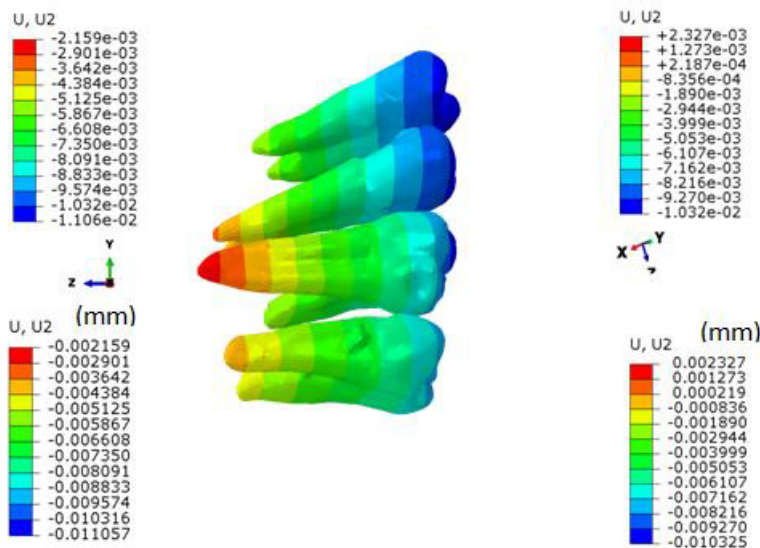


Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm (mostrado en color azul intenso), y el

ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .001mm (mostrado en color rojo).

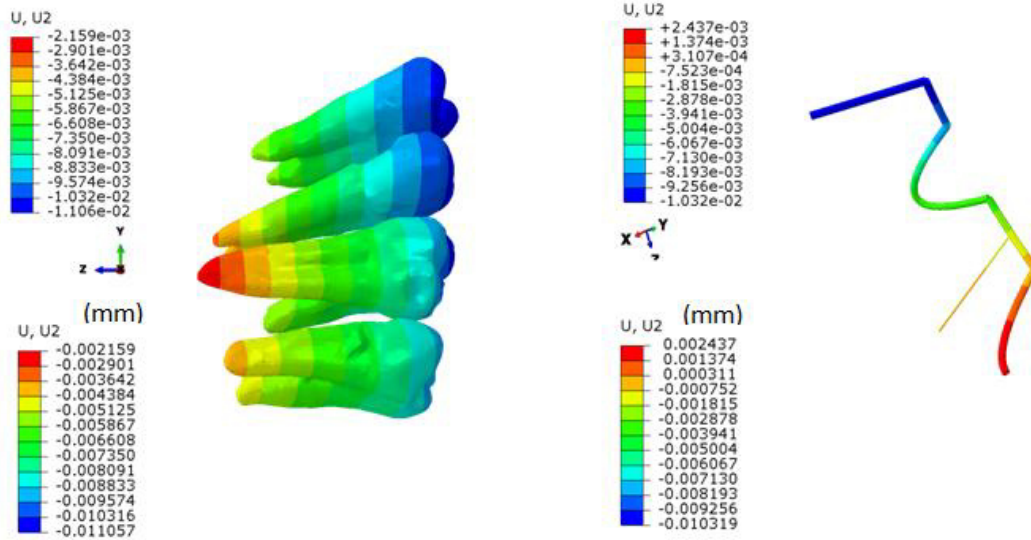
Caso 2 (Colocación del mini - implante a una altura de 11mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

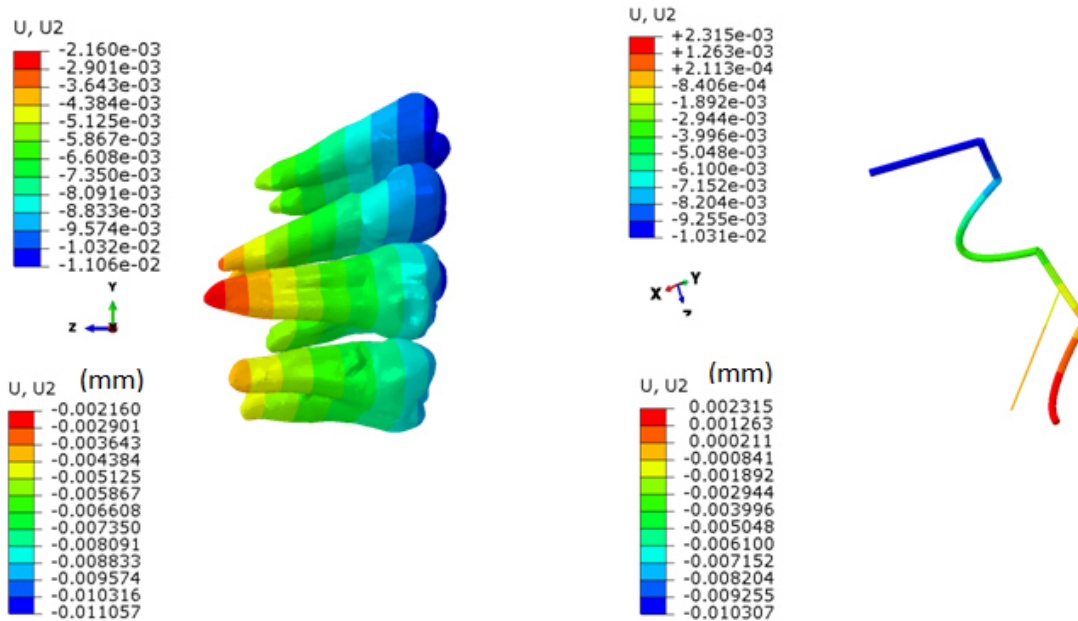
Caso 3 (Colocación del mini - implante a una altura de 12mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Caso 4 (Colocación del mini - implante a una altura de 16 mm)

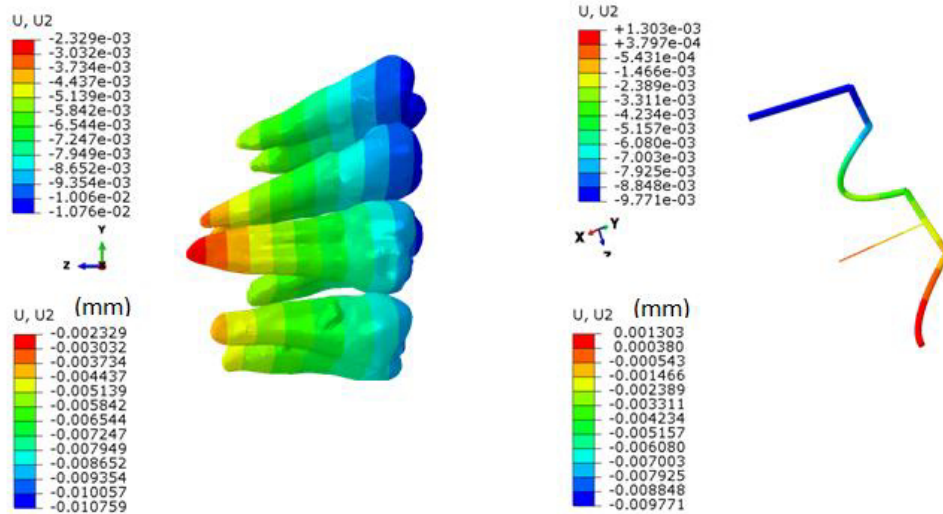


Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Barra desplazada 1mm

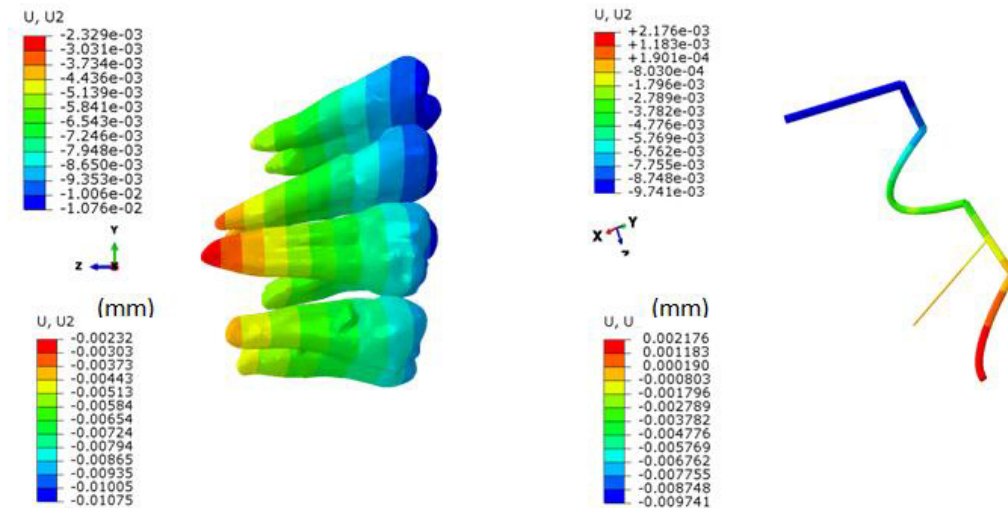
Caso 1 (Colocación del mini - implante a una altura de 6mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .010mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .009mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .001mm (mostrado en color rojo).

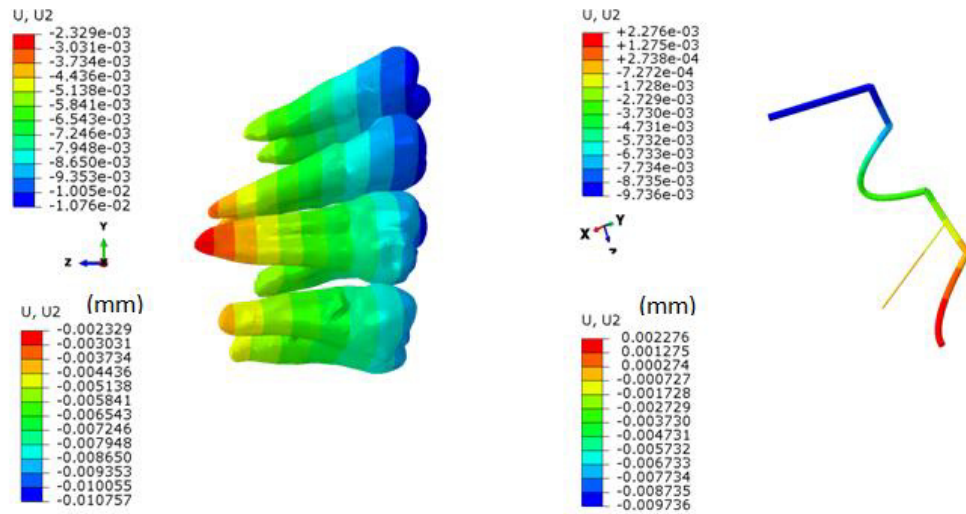
Caso 2 (Colocación del mini - implante a una altura de 11mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .011mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .010mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

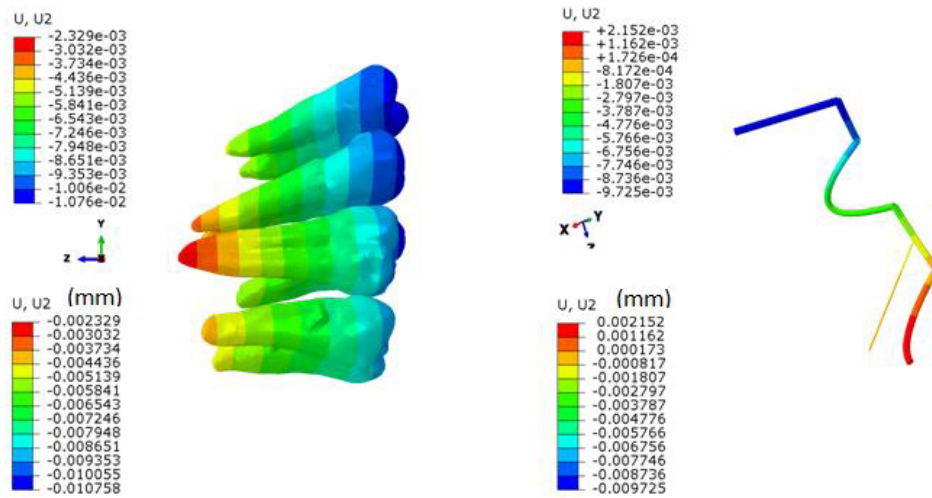
Caso 3 (Colocación del mini - implante a una altura de 12mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .010mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .009mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Caso 4 (Colocación del mini - implante a una altura de 16 mm)



Se obtuvo como resultado extrusión y distalización mayor de tercio oclusal de primero y segundo premolar de .010mm (mostrado en color azul intenso), y el ápice de la raíz palatina del primer molar fue la que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

Segmento más externo del arco transpalatino fue el que registró mayor movimiento de .009mm (mostrado en color azul intenso), segmento de la parte media del arco transpalatino, fue el que registró menor movimiento de .002mm (mostrado en color rojo).

COLOCACIÓN DEL MINI IMPLANTE (SENTIDO VERTICAL EN PALADAR)	FUERZA APLICADA POR MEDIO DE LAS FÉRULAS DE DISTALIZACIÓN	UBICACIÓN DEL CENTRO DE RESISTENCIA	MOVIMIENTOS ORTÓDONTICOS COMO RESULTADO
6 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
11 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
12 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
16 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar

Resultados de simulación arco traspalatino aleación níquel titanio

COLOCACIÓN DEL MINI IMPLANTE (SENTIDO VERTICAL EN PALADAR)	FUERZA APLICADA POR MEDIO DE LAS FÉRULAS DE DISTALIZACIÓN	UBICACIÓN DEL CENTRO DE RESISTENCIA	MOVIMIENTOS ORTÓDONTICOS COMO RESULTADO
6 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
11 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
12 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
16 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar

Resultados de simulación arco traspalatino aleación níquel titanio con la barra desplazada 1mm apicalmente

COLOCACIÓN DEL MINI IMPLANTE (SENTIDO VERTICAL EN PALADAR)	FUERZA APLICADA POR MEDIO DE LAS FÉRULAS DE DISTALIZACIÓN	UBICACIÓN DEL CENTRO DE RESISTENCIA	MOVIMIENTOS ORTÓDONTICOS COMO RESULTADO
6 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
11 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
12 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
16 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar

Resultados de simulación arco traspalatino con aleación de acero

COLOCACIÓN DEL MINI IMPLANTE (SENTIDO VERTICAL EN PALADAR)	FUERZA APLICADA POR MEDIO DE LAS FÉRULAS DE DISTALIZACIÓN	UBICACIÓN DEL CENTRO DE RESISTENCIA	MOVIMIENTOS ORTÓDONTICOS COMO RESULTADO
6 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
11 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
12 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar
16 mm	200g.	No se localizó	Efecto rotacional del segmento, extrusión y desplazamiento mayor en primero y segundo premolar

Resultados de simulación arco traspalatino con aleación de acero con la barra desplazada 1mm apicalmente

DISCUSIÓN

8. DISCUSIÓN

8.1 Maloclusión clase II

La oclusión fue clasificada por el Dr. Edward Angle en clase I, II y III tomando en cuenta la relación entre primeros molares superiores e inferiores siendo la correcta y más adecuada la Clase I. (Proffit; 2005).

El estudio fue enfocado en la maloclusión Clase II que es cuando la cúspide mesiovestibular del primer molar superior ocluye en la cara interproximal mesial del primer molar inferior, teniendo una incorrecta posición en el embone de el resto de las piezas dentales, por lo que existen diversas formas de corregirlo, en las cuales se requiere uso de aparatos que exigen de la cooperación directamente del paciente, que resulta en ocasiones imposible de obtener, así como aparatos adecuados al paciente en el que se puede prescindir de ella.

8.2 Corrección de la maloclusión clase II con la cooperación del paciente

Como mecánicas de tratamiento para la corrección se han utilizado el head gear extra oral (Arco extra oral), aparatos funcionales o el uso de elásticos intermaxilares combinado con extracciones (Papadopolus; 2008) los cuales en la actualidad aún son indispensables aunque poco aceptados.

8.3 Corrección de la maloclusión clase II sin la cooperación del paciente

Buscando el mismo objetivo y prescindiendo de la cooperación del paciente se ha desarrollado un gran número de aparatos como los resortes de Níquel - Titanio, Imanes, Distal jet, Jones jig y el péndulo, entre otros. La principal característica de estos aparatos, es que para lograr la distalización, van soportado en los dientes utilizándolos como anclaje, esto implica que tal fuerza produce una reacción en los

dientes anteriores, haciendo que se pierda el anclaje, y se aumente esa pérdida, al realizar la retracción de premolares y dientes anteriores. (Oberti *et al.*; 2009)

Evitando la cooperación de el paciente se realizó un estudio en el que a una paciente de sexo femenino de 29 años de edad, le fueron colocados un mini - implante de cada lado, entre segundo premolar y primer molar superior, en donde directamente en el arco, mesial a caninos se colocó un gancho de 10mm en un arco .016 x .022 de acero donde desde el gancho se sujetaba un resorte hacia el mini - implante, para realizar la distalización del segmento posterior (Park Hyo-Sang *et al.*;2011).

8.4 Mecánica utilizada

Las mecánicas utilizadas en tratamientos de ortodoncia, posicionando mini - implantes directamente en hueso, son recientemente utilizadas con mayor frecuencia en mecánicas de deslizamiento, las cuales mejoran el movimiento en cuerpo de la pieza dental o sector que se desea desplazar, siempre y cuando le sea aplicada un vector de fuerza adecuado (Kojima Y. *et al.*; 2012).

En el estudio de Gelgor y Colaboradores, realizaron un aparato semejante a un botón de nance anclado con un mini - implante en línea media palatina, colocaron bandas en primeros molares, utilizaron resortes de 250 mg para aplicar la fuerza de distalización (Gelgor IE *et al.*;2007).

Por otra parte se publicó un estudio en donde se colocó un aparato intraoral soportado por 2 mini - implantes en el área parasagital de la línea media en la región anterior del paladar, utilizado para la distalización de los primeros molares superiores. Tras 18 meses de tratamiento, la sobremordida profunda, sobremordida horizontal, la intercuspidación de las piezas posteriores y la estética facial fueron mejoradas (Papadopolus; 2008).

En este estudio se realizó un análisis de los efectos que se pueden llegar a tener haciendo uso del aparato que consta en unas férulas que van cementadas en la cara palatina del segmento posterior, conectadas por medio de un arco transpalatino, donde se le adaptaron resortes de Níquel - Titanio de 200gr. de fuerza de ambos lados, el arco transpalatino se vuelve fijo al ser conectado hacia 2 mini - implantes que serían fijados directamente en hueso para evitar el movimiento reciproco al proyectarle la fuerza al segmento que se buscó distalizar.

8.5 Obtención de imagen para realizar modelo de elementos finitos

Existen varios métodos o procesos en los que se puede realizar la obtención de imágenes para posteriormente convertirlo en un modelo de elementos finitos, de entre los cuales uno es por medio de la realización de un estudio de cone beam, (Kojima Y. *et al.*; 2012). (Viecilli R. *et al.*; 2013) escáner de tomografía micro computada (Cattaneo P. *et al.*; 2008) o por un proceso de digitalización un escáner tridimensional el cual fue utilizado en este estudio siendo el modelo "Range7" fabricado por la empresa "Konica Minolta".

Se realizó el escaneo de un cráneo seco de adulto, al cual le fueron extraídas sus piezas del segmento posteriores para que fueran individualmente escaneadas, de igual manera se realizó el mismo proceso con las férulas, mini - implantes y resortes.

8.6 Centro de resistencia

La posición del centro de resistencia, es un parámetro muy importante al realizar los movimientos ortodónticos, se realizó un estudio en el que por medio de elementos finitos donde simulamos retraer los incisivos centrales y laterales superiores, en masa por medio de un arco $0.46 \times 0.65\text{mm}^2$, lo que se obtuvo como

resultado, fue que cada pieza presentó diferente altura en la ubicación del centro de resistencia (Reimann *et al.*;2007).

Estudio realizado por medio del método de análisis de elementos finitos, donde efectuaron la retracción de 12 piezas cuyos primeros molares fueron extraídos. Modelando el aparato retractor Doble J en elementos finitos 3D. Se colocaron mini - implantes sagitalmente entre segundo premolar y primer molar, colocándolos en diferentes alturas verticalmente de 6, 7, 8, 9 y 10 mm, basados en el borde cervical del primer molar. La longitud del brazo de retracción se realizó pasando la fuerza paralela al plano oclusal maxilar. Al localizar los mini - implantes a 8 mm, se logró obtener un movimiento en cuerpo lo cual logró ubicar el centro de resistencia el cual se estimó a una altura de 12.2 mm apical desde el borde incisal de los incisivos centrales. (Hyoung-Jun *et al.*;2010).

En este estudio se realizaron cambios en la ubicación de los mini - implantes siguiendo de igual manera, un punto base siendo éste el borde cervical palatino del primer molar superior, colocando a 6 , 11, 12, 16 mm para realizar las simulaciones, obteniendo resultados muy similares, con movimiento de rotación del segmento posterior, lo cual no permitió una posible medición al centro de resistencia.

8.7 Obtención de resultados

Se realizó un estudio en donde analizaron por medio de el método de elementos finitos la intrusión del segmento posterior del maxilar con mecánica de mini - implantes, en donde las tablas de resultados se muestran similares en las que fueron realizadas en este estudio, basándose en el desplazamiento sobre el "eje Z" donde los valores positivos fueron intrusión y los negativos extrusión. (Cifter M *et al.*; 2011) En cambio en nuestro estudio fue evaluado el desplazamiento sobre el "eje Y" la cifra en negativo es un movimiento de distalización, y en positivo de mesialización.

Con los resultados obtenidos concluyo que al realizar un nuevo estudio en donde se modifique el diseño de las férulas de distalización, en las que el punto de aplicación de la fuerza sea colocado más apical, aproximándose al centro de resistencia de los segmentos posteriores del maxilar superior, disminuyendo el efecto rotacional.

CONCLUSIONES

9. CONCLUSIONES

Al observar los resultados obtenidos y analizar los mismos, se formularon las siguientes conclusiones.

Se rechaza la hipótesis de este estudio ya que no fue posible localizar el centro de resistencia en los segmentos posteriores del maxilar superior de un cráneo seco de adulto por medio del método de elementos finitos.

Se desarrolló un modelo numérico en el cuál se le logró aplicar diferentes propiedades, en el que pudimos observar el comportamiento entre 2 diferentes aleaciones, aplicando las mismas variables con respecto a la altura de los mini - implantes, aplicando la misma fuerza.

El uso de la tecnología ayuda a comprender de mejor manera lo que es posible esperar al llevar a cabo la utilización de un nuevo aparato, con diferentes tipos de materiales, y poder realizar modificaciones para cumplir con el objetivo en función.

El centro de resistencia se alejó, al tener como resultado un movimiento rotacional, por la cual fue imposible ubicarlo dentro del modelo.

Se tuvo como resultante un efecto de distalización y sobre erupción de las piezas más posteriores del maxilar superior, sin lograr desplazarse de manera uniforme en cuerpo.

El realizar cambios de altura en la colocación del mini implante no generó diferencia significativa en el movimiento de distalización del segmento posterior del maxilar superior.

Las diferentes aleaciones de metal no mostraron cambios significativos en el comportamiento de movimiento de distalización del segmento.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ammar H. H., Ngan P., Crout R. J., Mucino V.H., Mukdadid O.M.,;2011; ***Three dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement***; American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Vol 139 Issue 1

Carano A., Velo S., Leone P., Siciliani G.; 2005; ***Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System***; J Clin Orthod.;39(1):9-24; quiz 29-30.

Carano A., Velo S., Incorvati C., Poggio P.; 2004; ***Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone***; Prog Orthod. ;5(2):212-35.

Cattaneo PM, Dalastra M, Melsen B.; 2008. ***Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimen***; Am J Orthod Dentofacial Orthop.;133(5):681-9.

Cifter M, Sarac M.; 2011 ***Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method***; Am J Orthod Dentofacial Orthop .;140(5):e233-41

Creekmore TD, Eklund MK;1983;***The possibility of skeletal anchorage***. J Clin Orthod; 17:266-9.

Costa A, Raffaini M, Melsen B.;1998; ***Microscrews as orthodontic anchorage***. A preliminary report. Int J Adult Orthod Orthognath Surg. 13:201-9.

Fudalej P., Anroszewska J.; 2011; ***Are orthodontic distalizers reinforced with the temporary skeletal anchorage devices effective?***; Am J Orthod Dentofacial Orthop;139: 722 – 9.

Gelgor IE., Karaman AI., Buyukyilmaz T.; 2007; ***Comparison of 2 distalization systems supported by intraosseous screws.***; Am J Orthod Dentofacial Orthop.;131(2):161.e1-8.

Graber T.M., Vandarsdall R.L., Vig K.W.L.; 2006; ***Ortodoncia, Principios Y Técnicas Actuales.***, Elsevier Mosby.,Cuarta Edición.

Hyo-Sang Park, Ji-Yeun Kim, Tae-Geon Kwon.; 2011; ***Treatment of a Class II deepbite with microimplant anchorage.***; Am J Orthod Dentofacial Orthop.;139:397-406.

Hyoung-Jun Jang, Won-Jong Roh, Bo-Hoon Joo, Ki-Ho Park, Su-Jung Kim and Young-Guk Park; 2010; ***Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by Double J Retractor with palatal miniscrews.***; The Angle Orthodontist: Vol. 80, No. 6, pp. 1023-1028.

Fraunhofer J. A., Bonds P. W., Johnson B. E.; 1993; ***Force generation by orthodontic coil springs.***; The Angle Orthodontist: June 1993, Vol. 63, No. 2, pp. 145-148.

Jasmine MI, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM;2012; ***Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study.*** Am J Orthod Dentofacial Orthop. 141(1):71-80

Kanomi R.;1997; ***Mini-implant for orthodontic anchorage.*** J Clin Orthod. 31:763-7.

Karaman AI, Basciftci FA, Polat O.; 2002; ***Unilateral distal molar movement with an implant-supported distal jet appliance.***; Angle Orthod.;72(2):167-74.

Kim SH, Kang SM, Choi YS, Kook YA, Chung KR, Huang JC.; 2010; ***Cone-beam computed tomography evaluation of mini-implants after placement: Is root proximity a major risk factor for failure?*** Am J Orthod Dentofacial Orthop.;138(3):264-76.

Kircellia B.H., Pektas Z.O., Kircelli C.; 2006; ***Maxillary Molar Distalization With a Bone-Anchored Pendulum Appliance.***; Angle Orthodontist, Vol 76, No 4,; 650-659.

Kojima Y, Kawamura J, Fukui H.;2012; ***Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics.*** Am J Orthod Dentofacial Orthop.;142(4):501-8.

Liu Tc, Chang CH, Wong Ty, Liu JK.; 2012; ***Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage;*** Am J Orthod Dentofacial Orthop.; 141(4):468-76.

Nägerl H., Burstone CJ., Becker B., Kubein-Messenburg D.; 1991; ***Centers of rotation with transverse forces: An experimental study;*** Am J Orthod Dentofacial Orthop.; 99:337-45.

Oberti G., Villegas C., Ealo M., Palacio JC., Baccetti T.; 2009; ***Maxillary molar distalization with the dual-force distalizer supported by mini-implants: a clinical study;*** Am J Orthod Dentofacial Orthop.;135(3):282.e1-5; discussion 282-3.

Oh YH., Park HS., Kwon TG.; 2011; ***Treatment effects of microimplant-aided sliding mechanics on distal retraction of posterior teeth.,*** Am J Orthod Dentofacial Orthop.;139(4):470-81.

Papadopolus M.A.; 2008; ***Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants.,*** Am J Orthod Dentofacial Orthop; 134:604. E 1 – 604. E 16).

Park H.S., Lee S.K., Kwon O.K.; 2005; ***Group Distal movement of Teeth Using Microscrew Implant Anchorage;*** Angle Orthod;75:602-609.

Poggio P.M., Incorvati C., Velo S., Carano A.;2006; ***“Safe Zones”: A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch;*** Angle Orthod; 76: 191-197.

Proffit W.R.; 2005; ***Ortodoncia contemporánea .,*** pág. 340 – 341.

Reimann S., Keilig L., Bourael J., Bourael Ch.;2007; ***Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors***; European Journal of Orthodontics 29; 219-224.

Rudolph DJ., Willes PMG., Sameshima GT.; 2001; ***A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement***. Angle Orthod.; 71(2):127-31

Smith RJ., Burstone CJ.;1984; ***Mechanics of tooth movement***; American Journal of Orthodontics; Vol. 85: 4: 294-307

Sung SJ, Jang GW, Chun YS, Moon YS.; 2010; ***Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis***; Am J Orthod Dentofacial Orthop.;137(5):648-657.

Viecilli RF, Budiman A, Burstone CJ.; 2013; ***Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional space?***; Am J Orthod Dentofacial Orthop;; 143(2):163-72.

Yen-Wen Huang, Chih-Han Chang, Tung-Yiu Wong, Jia-Kuang Liu; 2012; ***Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: Finite element analysis***; Am J Orthod Dentofacial Orthop.; 142(4):466-472.

ANEXOS

11. ANEXOS



Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Nuevo León



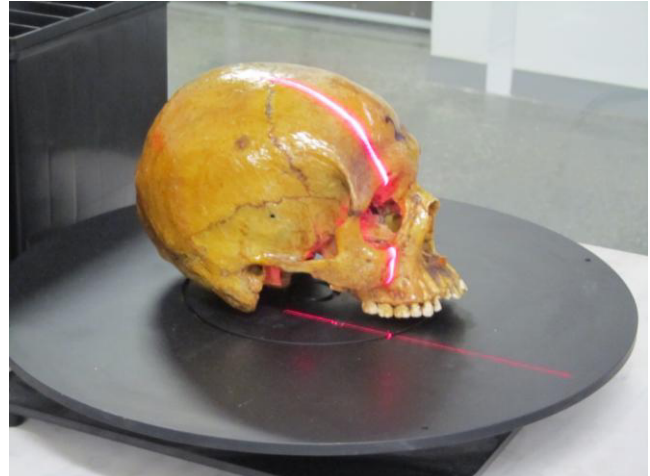
Cráneo seco de adulto, proporcionado por el departamento de Anatomía Humana de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Nuevo León



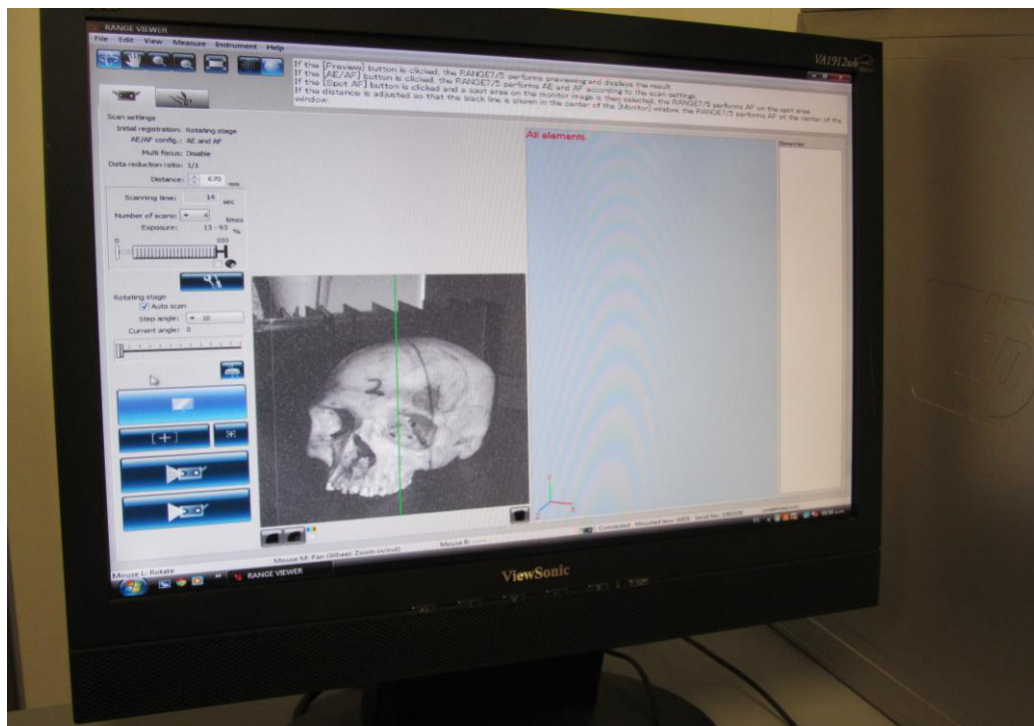
Instalaciones del Centro de Investigación e Innovación en Ingeniería Aeronáutica de la
Universidad Autónoma de Nuevo León



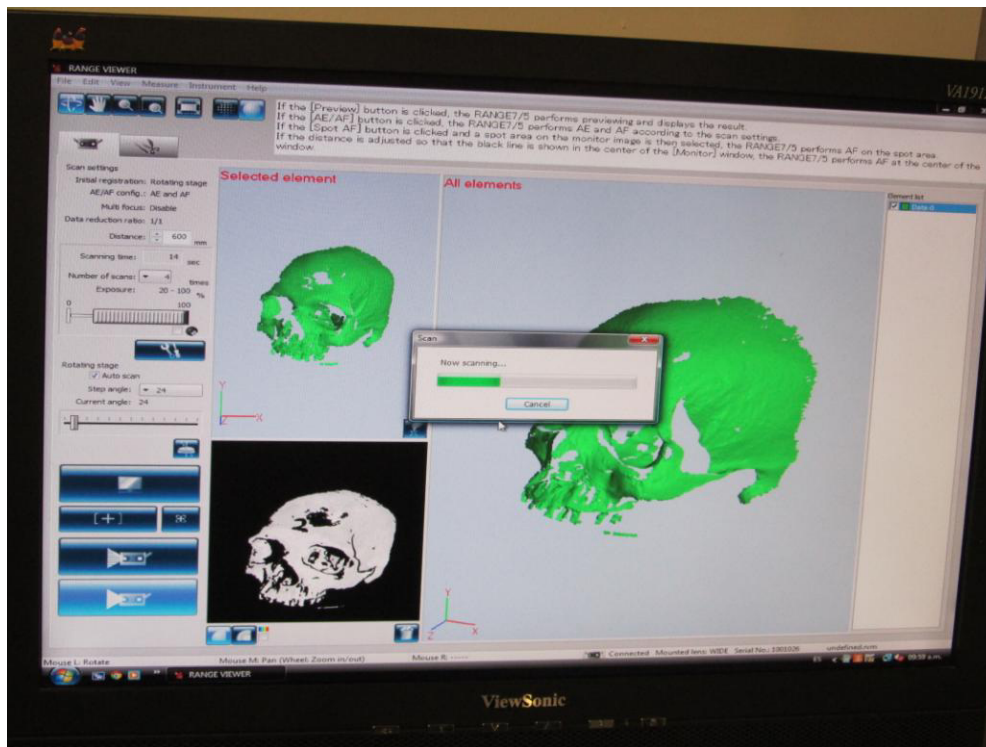
Preparación del equipo para la realización del escaneo del cráneo seco de adulto



Procedimiento de escáner de cráneo seco de adulto



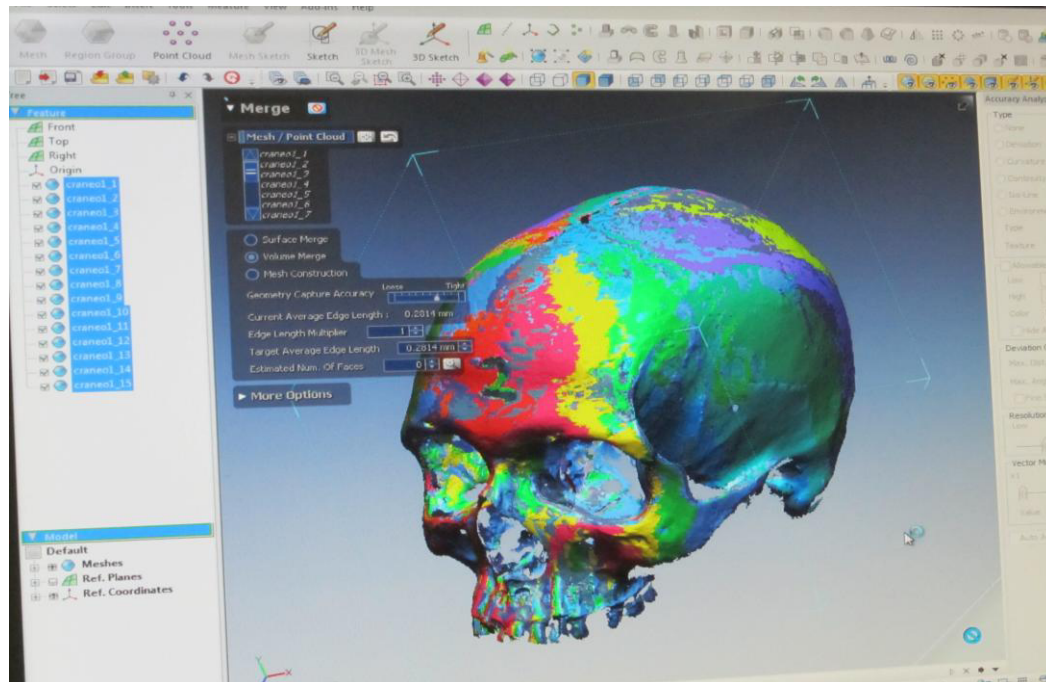
Procesando la Imagen



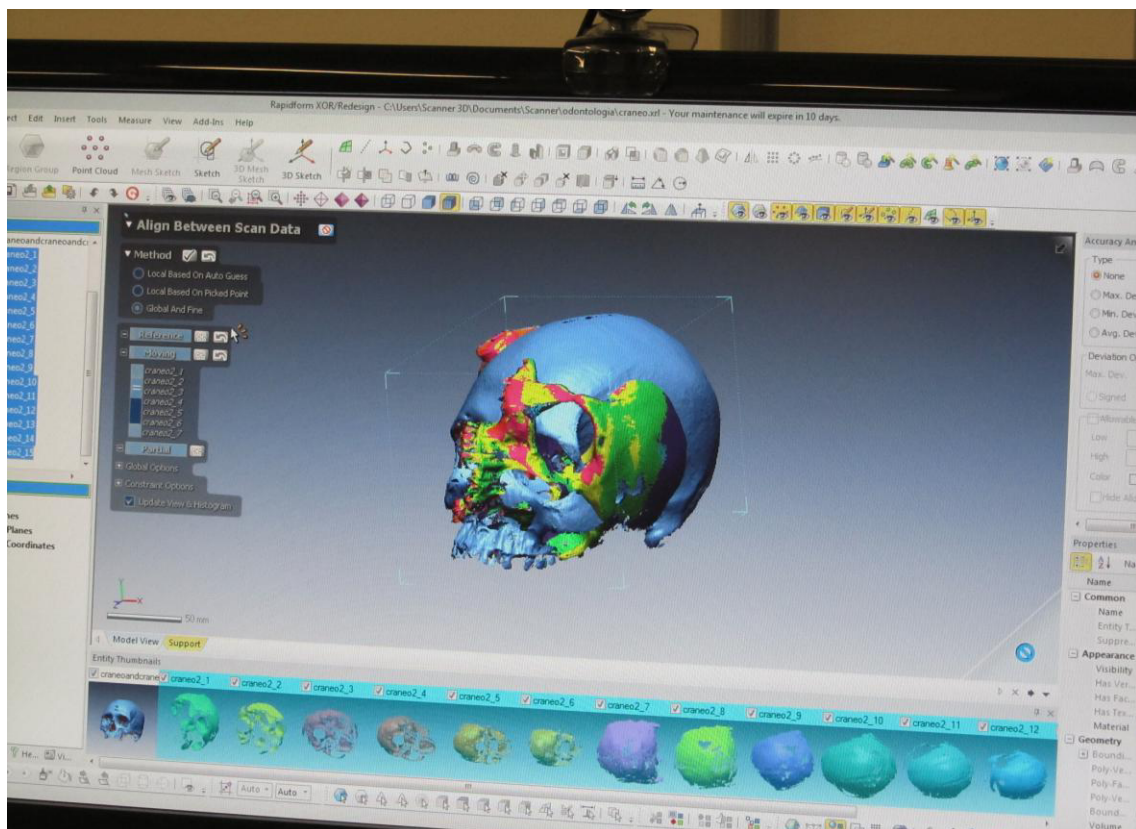
Procesando el escaneo del cráneo seco de adulto



Escáner de cráneo seco de adulto



Procesando imágenes escaneadas



Procesando imágenes escaneadas



Piezas extraídas del cráneo seco de adulto



Instalaciones de la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, donde fue realizado el modelo y simulación del estudio de Elementos Finitos